



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY**

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

**ANALÝZA CHŮZE JAKO ZDROJE ENERGIE PRO
BIOMEDICÍNSKÉ APLIKACE**

ANALYSIS OF WALKING AS ENERGY SOURCE FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Filip Cieslar

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Zdeněk Hadaš, Ph.D.

BRNO 2018

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Filip Cieslar**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **doc. Ing. Zdeněk Hadaš, Ph.D.**
Akademický rok: 2017/18

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Analýza chůze jako zdroje energie pro biomedicínské aplikace

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Moderní biomedicínské aplikace se vyznačují velmi nízkou spotřebou elektrické energie. Existují snahy jejich energetické nároky pokrýt pomocí alternativních zdrojů energie, což má vést k výraznému prodloužení intervalu mezi výměnou baterií, nebo jejich úplné vynechání. Jednou z možností je využití mechanické energie během chůze.

Cíle bakalářské práce:

1. Proved'te rešerši alternativních zdrojů energie v biomedicině.
2. Vytvořte metodiku pro měření zrychlení během chůze za různých podmínek, změřte a statisticky zpracujte získaná data.
3. Na základě získaných dat analyzujte hlavní faktory ovlivňující velikost dostupné mechanické energie.
4. Zhodnoťte vhodnost využití energie z chůze ke konverzi na elektrickou energii a napájení biomedicínských aplikací.

Seznam doporučené literatury:

RASOULI, Mahdi a Louis Soo Jay PHEE: Energy sources and their development for application in medical devices. Expert Review of Medical Devices [online]. 9.9., roč. 7, č. 5, s. 693–709. ISSN 1743-4440. Získáno z: doi:10.1586/erd.10.20, 2010

RIEMER, Raziell a Amir SHAPIRO: Biomechanical energy harvesting from human motion: theory, state of the art, design guidelines, and future directions. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation [online]. roč. 8, č. 1, s. 22. ISSN 1743-0003. Získáno z: doi:10.1186/1743-0003-8-22, 2011

SMILEK, Jan a Zdenek HADAS: A study of kinetic energy harvesting for biomedical application in the head area. *Microsystem Technologies* [online]. roč. 22, č. 7, s. 1535–1547. ISSN 0946-7076, 2016

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato práce se skládá z měření a statistického zpracování zrychlení naměřeného v oblasti lidské hlavy. Jsou v ní představeny typy a principy biomedicínských aplikací a problematika jejich napájení. Existují snahy čerpat energii z okolí přístrojů a prodloužit tak jejich životnost. Kinetické Energy Harvestory potřebují pro chod takovou úroveň zrychlení, která by pravděpodobně mohla být dostupná z lidské chůze. V rámci výzkumu bylo během chůze sledováno třicet různých osob za účelem najít specifické frekvence a amplitudy vznikající během vibrací při chůzi. Následně byly vyhodnoceny vlivy charakteristik měřených osob na škálu výstupního zrychlení. Také byla zhodnocena energická výnosnost při použití generátoru a použitelnost tohoto zdroje pro napájení biomedicínských zařízení.

ABSTRACT

This paper deals with measurements and statistical processing of the acceleration data measured in the area of the human head. Types, principles of biomedical applications are shown, and problems pointed to its power supply. There are efforts to earn energy from surroundings of devices and extend its lifespan. Kinetic energy harvesters require such levels of acceleration for their excitation, that could possibly be obtained from human movements. 30 different people with different characteristics were thus measured during walking in order to find the common frequencies and relevant magnitudes created through vibrations during walking. Energy efficiency is evaluated using generator and use of this source to supply biomedical devices.

KLÍČOVÁ SLOVA

Biomedicínské aplikace, měření zrychlení, statistické zpracování dat, Energy Harvesting

KEYWORDS

Biomedical applications, measurement of acceleration, statistical data processing, Energy Harvesting

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

CIESLAR, F. *Analýza chůze jako zdroje energie pro biomedicínské aplikace*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 64 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Zdeněk Hadaš, Ph.D..

PROHLÁŠENÍ O AUTORSTVÍ

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně za pomoci vedoucího práce a s použitím literatury a dalších uvedených zdrojů.

v Brně dne

.....

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěl poděkovat Ing. Zdeňku Hadašovi, Ph.D. za ochotu, čas a neocenitelné rady při výzkumu a psaní této práce. Dále děkuji všem zúčastněným osobám za jejich ochotu podrobit se mému měření a osobám jež mě během studia podporovaly.

1 OBSAH

1	OBSAH.....	11
2	ÚVOD.....	13
3	FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ.....	15
4	SOUČASNÝ STAV POZNÁNÍ.....	17
4.1	BIOMEDICÍNSKÉ APLIKACE A JEJICH NAPÁJENÍ.....	17
4.2	LIDSKÉ TĚLO JAKO ZDROJ ENERGIE	18
4.3	ENERGY HARVESTING.....	19
4.4	ZÁKLADNÍ PRINCIPY FUNKCE HARVESTORŮ	20
4.4.1	<i>Elektrostatický generátor.....</i>	<i>20</i>
4.4.2	<i>Elektromagnetický generátor.....</i>	<i>21</i>
4.4.3	<i>Piezoelektrický generátor</i>	<i>22</i>
5	METODIKA MĚŘENÍ.....	23
5.1	MĚŘENÉ VELIČINY	23
5.2	MĚŘÍCÍ PŘÍSTROJ.....	23
5.3	PŘEDPOKLADY MĚŘENÍ.....	24
5.4	NÁVRHY UPNUTÍ MĚŘIDLA	25
5.5	PODMÍNKY MĚŘENÍ	26
5.6	VEDLEJŠÍ MĚŘENÍ.....	26
5.7	ZÁKLADNÍ STATISTICKÉ CHARAKTERISTIKY A VYUŽÍVANÉ VZORCE	26
5.8	STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT MĚŘENÝCH OSOB.....	27
6	ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA DAT.....	31
6.1	VÝSTUPY DATALOGGERU	31
6.2	RYCHLÁ FOURIEROVA TRANSFORMACE (FAST-FOURIER TRANSFORM, FFT)	32
6.3	ZPRACOVÁNÍ DAT V MATLABU	33
6.4	FREKVENCE A AMPLITUDY DOMINANTNÍCH ŠPIČEK	35
6.5	ZÁVISLOSTI FREKVENCÍ A AMPLITUD NA SLEDOVANÝCH PARAMETRECH.....	38
6.6	KORELAČNÍ KOEFICIENTY	42
6.7	POROVNÁNÍ ODLIŠNÝCH TYPŮ UCHYCENÍ	44
6.8	DOPLŇUJÍCÍ MĚŘENÍ.....	45
7	VHODNOST A VYUŽITÍ DOSTUPNÉ ENERGIE	47
7.1	TEORETICKÝ VÝKON NA ZÁKLADĚ ZMĚŘENÝCH DAT	48
7.2	ENERGIE A VÝKON DLE SIMULACE	48
8	ZÁVĚR.....	51
9	REFERENCE	53
10	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZNAČEK.....	57
11	SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ	59
12	SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK.....	61
13	SEZNAM PŘÍLOH NA CD	63

2 ÚVOD

V posledních letech dochází v oblasti medicíny k masivnímu rozvoji. Ta se rozšířila i do jiných průmyslových odvětví. Nahrazování orgánů a jiných částí těla mechanickými přístroji a neživými náhradami je běžnou praxí. S postupnou elektrifikací a schopností monitorování životních funkcí a jejich kontrole se rozšířily ve velkém měřítku také biomedicínské aplikace. Pacientů s implantovanými biomedicínskými přístroji přibývá, a stejně tak i samotných typů těchto přístrojů je čím dál více. Je zcela běžné implantovat dítěti s vadou sluchu kochleární implantát, který sice nenahradí plně funkční orgán, ale může výrazně zjednodušit dítěti život. Takovýchto případů je více, ať už se jedná o stimulátory běžných svalů, anebo dokonce svalu srdečního, jehož činnost přímo ovlivňuje životní funkce člověka. Všechny tyto biomedicínské přístroje musí být napájeny bateriemi, jejichž životnost ovšem následně zapříčiňuje nutnost operací kvůli jejich výměně. Každá operace je spojena s určitým rizikem komplikací a fyzickou a psychickou bolestí pacienta. Existují proto snahy tento časový interval prodloužit na maximum. Jedním z prostředků je simultánní napájení těchto aplikací z jejich okolí. V angličtině mluvíme o tzv. Energy Harvestingu. Ten se uplatňuje i v celé řadě jiných elektrických přístrojů vyznačujících se malou spotřebou energie. Nejstarším příkladem získávání energie z okolí přístroje jsou mechanické hodinky. Možností, jak energii z okolí získat, je více, může jimi být sluneční svit, teplotní gradient, vibrace anebo pohyb okolí přístroje. Tato bakalářská práce se zabývá čerpáním energie z lidského těla při jeho nejpřirozenějším pohybu, a to chůzi. Chůze člověka je různorodá a někdy se dá i označit za charakteristický znak dané osoby. V této práci budou přiblíženy faktory ovlivňující chůzi osob a bude zkoumán jejich vliv na velikost energie, kterou je možné zpracovat za pomoci již známých technologií.

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ

V oblasti biomedicíny platí velmi přísná ustanovení a omezení v zájmu bezpečnosti a pohodlí pacientů. Aplikace mechanických a elektrických přístrojů v medicíně je většinou krajním řešením, jelikož jejich implikace je náročná, pokud se má zajistit bezproblémová funkčnost. Většinou je nutné, aby přístroj byl naprosto chemicky nezávadný a co nejmenších rozměrů, má-li být voperován přímo do těla pacienta. Cílem této práce je představit současný stav poznání v oblasti aktuálních metod a principů v napájení biomedicínských aplikací, objasnit jejich možnosti i i omezení. Dále je úkolem této práce statistická analýza parametrů 30 osob, které se podrobily měřením zrychlení během chůze. Je zkoumáno, zda existuje jakákoliv vazba mezi zmíněnými parametry a teoreticky vyprodukovatelnou energií. Je třeba vzít v potaz principy, na jakých fungují energy harvestory, aby bylo možné je vhodně uzpůsobit lidské chůzi tak, aby zachycená energie byla co největší. Následující otázkou je dostupnost energie z chůze a vhodnost jejího použití pro biomedicínské aplikace.

4 SOUČASNÝ STAV POZNÁNÍ

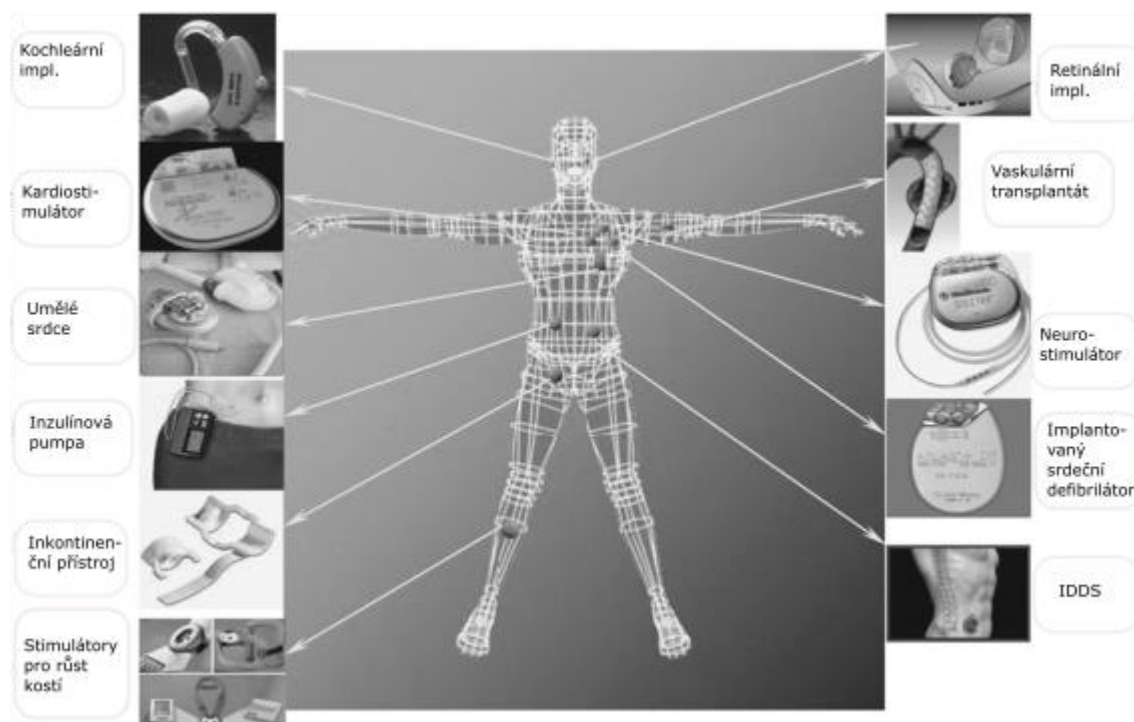
4.1 BIOMEDICÍNSKÉ APLIKACE A JEJICH NAPÁJENÍ

Během posledních let dochází k neustálému pokroku v oblasti elektroniky i biomedicíny. S tímto rozvojem je umožněno v medicíně nahrazovat poškozené části těla mechanickými aplikacemi, které jsou schopné plně anebo částečně nahradit původní funkci orgánu. Dochází k rozšíření přístrojů implantovaných přímo do lidského těla. Jejich funkce mohou být různé, některé mohou sloužit mimo jiné k monitoringu stavu pacienta na dálku [9]. Pacient je pod dohledem lékaře i z pohodlí domova, všechny údaje jsou monitorovány přístrojem, který bezdrátově komunikuje s implantovaným zařízením a následně odesílá informace k lékaři, jenž je může vyhodnotit.

Jinou funkcí může být nahrazení orgánu, který není pro život nezbytný, ale jehož absence snižuje kvalitu života. Jedná se především o poškození ucha. U jedinců se slabým sluchem, popřípadě u typů s absolutní hluchotou jsou běžně používány kochleární implantáty.

Nejrozšířenějším typem však jsou tzv. pacemakery (kardiostimulátory). V roce 2002 byly na světě cca 3 milióny pacientů využívajících tento přístroj a každým rokem přibývá okolo 600 tisíc dalších [11]. Operace, při které se zavádí stimulátor srdce, trvá u běžných pacientů 1-2 hodiny a obvyklé riziko komplikací je zhruba 2 %. Většinu pacientů tvoří lidé vyššího věku, avšak zcela běžně i děti předškolního věku.

Další typy biomedicinských aplikací jsou zobrazeny v *Obr. 1*



Obr. 1 Typy biomedicinských aplikací a jejich umístění (převzato z [12], upraveno)

Kardiostimulátory jsou přístroje nezbytné pro pacienty se srdečními problémy jako je bradykardie, tachykardie, fibrilace. Tito pacienti jsou na nich závislí a jakýkoliv výpadek těchto přístrojů může vést k vážným zdravotním komplikacím, v nejhorším případě i k úmrtí. Všechny tyto bezdrátové přístroje je nutné napájet bateriemi. V případě, že jsou implantovány v lidském těle, je důležitá jejich výdrž, zvláště pokud přímo ovlivňují životní funkce pacienta. Tyto baterie mají svoji stanovenou výdrž a po uplynutí této lhůty je nutné je vyměnit, což vede k provedení operace. S každou operací se vyskytuje jisté riziko komplikací jako například infekce a jiné. Dalšími následky mohou být zhoršení psychického stavu pacienta, vystavení stresu, bolest a další. Z těchto důvodů je potřeba zvyšovat výdrž těchto baterií, aby bylo možné omezit počet operací na minimum, avšak současně dodržet rozměrové parametry tak, aby pacientovi baterie nesnižovala životní komfort. Například klasický kardiostimulátor má výdrž zhruba 10 let, avšak baterie je nutné vyměnit po přibližně 4,7 roku [12]. To vyžaduje další operaci a s ní spojené těžkosti. Proto existují snahy, jak tuto dobu maximálně prodloužit. Jedna z možností, jak prodloužit výdrž baterie, je její napájení energií čerpanou z lidského těla a jeho okolí.

Energetická náročnost jednotlivých přístrojů je zobrazená v *Tab. 1*. Pohybuje se v řádech mikro až miliwattů. Nejmenší spotřebu má kardiostimulátor, avšak, jak je známo, ten pracuje pořád, bez přestávky.

Tab. 1 Spotřeba energie pro různá implantovatelná zařízení (převzato z [14], upraveno)

Přístroj	Spotřeba energie
Kochleární impl.	145 μ W
	5.16 mW
Neurostimulátor	50 μ W
Svalový stimulátor	1.3 mW
Kardiostimulátor	8 μ W

4.2 LIDSKÉ TĚLO JAKO ZDROJ ENERGIE

Lidský organismus během denního režimu vykonává mnoho práce. Energie se spotřebovává prakticky neustále. V *Tab. 2* je zobrazeno, kolik energie tělo spotřebuje během jednotlivých činností. Během spánku, kdy není vykonávána žádná mechanická práce mimo činnosti srdce, je spotřebováno 81 wattů. Naopak během sprintu tělo spotřebovává energii rovnou 1,63 kW, což je srovnatelné s příkonem varné konvice, či s výkonem motorové pily.

Tab. 2 Energie pohlcena lidským tělem během jednotlivých aktivit (převzato z [14], upraveno)

Činnost	kcal/h	watty
Spánek	70	81
Procházka	140	163
Turistika ($4 \frac{m}{s}$)	350	407
Plavání	500	582
Horolezectví	600	698
Vytrvalostní běh	900	1048
Sprint	1400	1630

Otázkou je, kolik energie je opravdu spotřebováno a kolik je pohlceno do vedlejších účinků daných činností. Pro účel napájení baterie s odběrem v řádech mW by stačilo odchytnout část energie spotřebovávané dle Tab. 2. Zachycením 0,6 % energie určené pro spánek bychom zajistili příkon pro náročnější kochleární implantát. Během jakéhokoliv pohybu tato hodnota rapidně klesá.

4.3 ENERGY HARVESTING

V dnešní době je lidstvo velmi dobře uvědomělé o cennosti energie. Stoupá trend šetření energií a jejího maximálního využití. Důvody mohou být ekonomické, ekologické anebo funkční. V domácnostech se využívá tepelných čerpadel, solárních panelů a úsporných spotřebičů. V automobilovém průmyslu dochází k masivnímu růstu trhu elektricky poháněných vozidel, investuje se do rekuperace energie při brždění. Energy Harvesting je tedy velmi všeobecný, ale perspektivní pojem a s během času se uplatňuje v širokém spektru průmyslu.

Tato práce je zaměřena na rekuperaci energie z lidského organismu. Tato energie má dále sloužit pro účely napájení biomedicinských aplikací. Z lidského těla je možno zachytit pouze 2 formy energie, a to tepelnou a kinetickou energii [13]. Dále je možno rozdělit získávání energie na to, jestli jde o rekuperaci energie pasivně během aktivit, jejichž funkce je jiná (v tomto případě se jedná o pasivní zdroj energie), anebo těžení energie z aktivit cíleně zaměřené na danou funkci (aktivní zdroj energie).

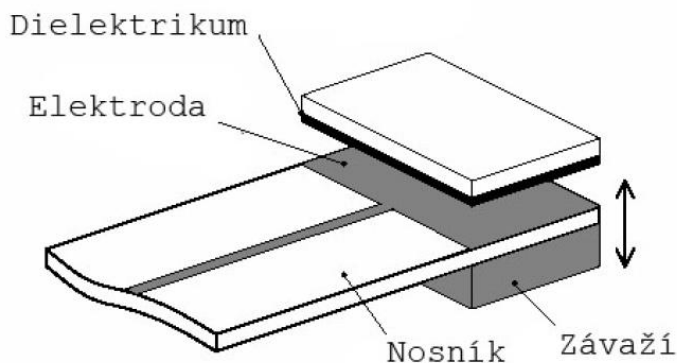
Možností, jak zachytit energii z lidského těla, je mnoho. Při čerpání z tepelné energie se praktikuje Seebeckův jev, který využívá teplotního gradientu mezi lidským tělem a okolím. V této práci se zaměříme na principy druhé formy energie v okolí přístroje, a to na kinetickou energii. Mezi jedním z prvních úspěšně zrealizovaných přístrojů, jehož činnost byla poháněna kinetickou energií člověka, byly hodinky s názvem „Kinetic“ od firmy SEIKO. Pro veřejnost byly představeny v roce 1988. Tento model využíval kinetickou energii rotoru, jež vzniká při běžných pohybech ruky. Přebytná energie se ukládá do kondenzátoru, a ten pak může napájet hodinky, i když jsou v klidu, a časomíra se nezastaví.

4.4 ZÁKLADNÍ PRINCIPY FUNKCE HARVESTORŮ

Přístroje zachycující kinetickou energii můžeme rozdělit na 2 skupiny. Prvním způsobem je využití zákona zachování hybnosti (setrvačnosti). Tato zařízení využívají kinetickou energii k vybuzení vibrací anebo k relativnímu pohybu části mechanismu. Podle zákona hybnosti je zřejmé, že výsledná energie bude záviset na hmotnosti vibrující (pohybující se) části. V oblasti biomedicíny je snaha minimalizovat veškerá implantovaná tělesa po rozměrové i hmotnostní stránce. Většinou by přístroj neměl přesáhnout doporučených 5 cm³, což má přímý důsledek na jeho omezení [8]. V druhém případě je využíváno piezoelektrického jevu ke konverzi mechanické energie na elektrickou energii skrz deformaci. Tady přímá závislost na hmotnosti existovat nemusí, velikost přeměněné energie určuje velikost deformace [15].

4.4.1 Elektrostatický generátor

Základním principem elektrostatického generátoru je relativní pohyb dvou elektrod, které jsou elektricky izolovány ve většině případů vzduchem, vakuem anebo izolantem [16]. Vibrace z okolí budí relativní pohyb rezonančního mechanismu. Pro čerpání energie z okolí je tento typ generátoru vhodný za předpokladu správné konstrukce. V MEMS zařízeních se obvykle vzdálenost mezi elektrodami generátoru řádově pohybuje v nm až μm . Tento typ je také limitován skutečností, že pro spuštění chodu tohoto mechanismu je potřeba iniciačního zdroje napětí. V přístrojích, kde generátor slouží pouze jako sekundární zdroj energie, je však tento problém eliminován.



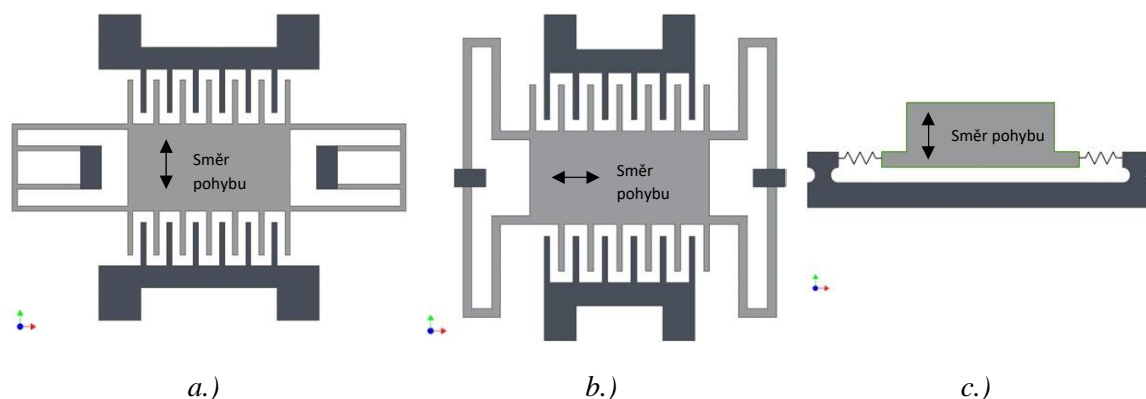
Obr. 2 Model elektrostatického vibračního generátoru [17]

Generátor může být mimo jiné navržen dvěma různými způsoby, buď jako kondenzátor s konstantním elektrickým nábojem, anebo jako kondenzátor s konstantním napětím [13]. Jinými slovy liší se tím, co se mění (a co zůstane konstantní) během relativního pohybu elektrod.

Dále jsou rozlišovány 3 typy elektrostatických generátorů dle uspořádání jeho částí. Viz Obr. 3:

- S vnitřně měnícím se přesahem
- S vnitřně měnící se mezerou
- Se zevně měnící se mezerou

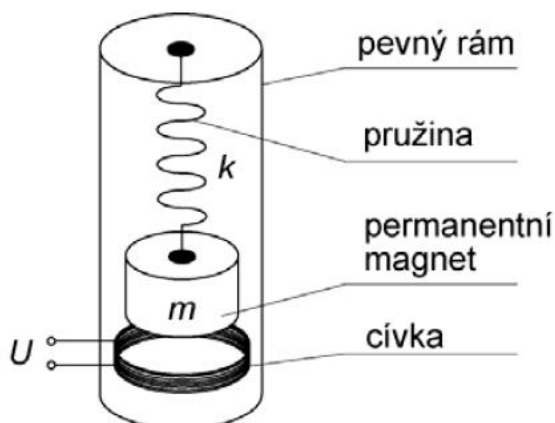
První 2 se liší nastavením vůči fázi proudu o 180° . Největších výkonu dosahují generátory s vnitřně měnící se mezerou, při optimalizované konstrukci dosahují výstupu $100 \mu\text{W cm}^{-3}$.



Obr. 3 Elektrostatický generátor s vnitřně měnícím se přesahem (a), mezerou (b) a zevně měnící se mezerou (c) (převzato a upraveno z [16])

4.4.2 Elektromagnetický generátor

V roce 1831 zveřejnil Michael Faraday zákon o elektromagnetické indukci, a připravil tak základy pro spoustu elektrických zařízení využívajících tohoto jevu. Tento zákon pojednává o vzniku napětí v uzavřeném elektrickém obvodu, napětí je způsobeno změnou indukčního toku, což je označováno jako elektromagnetická indukce. Rovněž princip elektromagnetického generátoru je založen na tomto jevu.

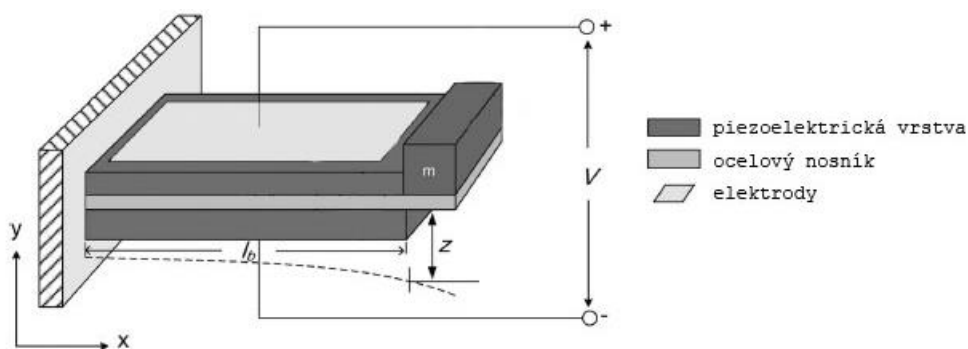


Obr. 4 Model elektromagnetického generátoru buzeného vibracemi [13]

Tento generátor je zpravidla složen z cívky a permanentního magnetu. Vzájemný pohyb mezi těmito částmi generuje elektřinu. Její velikost je závislá na síle magnetického pole, zrychlení relativního pohybu a počtu závitů na cívce [16]. Z těchto důvodů je velmi žádoucí vhodně volit velikosti těchto parametrů. Je zjevné, že generátory větších rozměrů dosáhnou lepších výstupů než malé generátory.

4.4.3 Piezoelektrický generátor

Piezoelektrický jev objevený v roce 1880 bratry Curieovými je definován jako schopnost krystalu bez středu symetrie generovat elektrické napětí v závislosti na deformaci krystalu. Tento jev je hojně využíván například u zapalovačů. Velmi používaným materiálem je mimo jiné PVDF (Polyvinylidenefluorid), který se vyznačuje výrazným anizotropním chováním-jejich polarizace při deformaci v různých směrech je odlišná.



Obr. 5 Model piezoelektrického generátoru [18]

Generátor zobrazený na Obr. 5 se skládá z vetknutého nosníku z piezokeramiky, respektive z oceli, a na ní je současně přichycena piezoelektrická vrstva [19]. Tento mechanismus má svou vlastní tuhost k , která ovlivňuje citlivost výstupní energie na deformaci. Pro použití tohoto mechanismu pro zachycení energie z vibrací je potřeba na vetknutý nosník připojit zátěž o hmotnosti m .

Generátory využívající toho jevu se vyznačují relativně vysokým výstupním napětím za nízkého proudu [16]. Pro tyto systémy je také příznačná vysoká impedance (>100 k Ω). Z těchto důvodů musí být tyto přístroje vhodně nastaveny a optimalizovány.

5 METODIKA MĚŘENÍ

V této kapitole je představena metodika měření a postupy během měření. Na začátku bylo nutné určit si postup pro všechna měření, definovat podmínky, za jakých jednotlivá měření proběhnou, a jaké parametry a veličiny budou zaznamenávány. Část naměřených dat a postupy měření jsou prezentovány v [5].

5.1 MĚŘENÉ VELIČINY

Zadáním práce bylo stanoveno změřit velikost energie během chůze. Energie byla zachycena z vibrací, které jsou součástí lidské chůze. Normální chůzi můžeme definovat jako prostředek lokomoce umožňující dopředný pohyb těla prostorem, při kterém opisuje těžiště těla, umístěné centrálně před obrátek S1, sinusoidu ve vertikální i horizontální rovině s minimální amplitudou [1]. Chůzi můžeme také označit za řízený pád, ve kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní zajištěné stojnou dolní končetinou na druhostrannou dolní končetinu [2].

Jako základní kinematická veličina bylo měřeno zrychlení [m.s^{-2}], které bylo ovlivněno gravitačním zrychlením v ose kolmé k zemi. Zrychlení bylo měřeno ve 3 osách, jelikož měření proběhlo v prostoru. Výsledné průběhy zrychlení byly převedeny metodou Rychlé Fourierovy transformace (Fast Fourier transform-FFT) na výsledné frekvence a amplitudy.

5.2 MĚŘICÍ PŘÍSTROJ

Přístroj použitý k měření: Mide Slam Stick

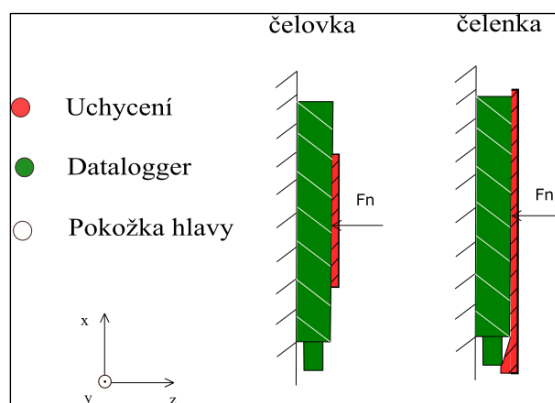


Zaznamenává průběhy zrychlení ve 3 osách v rozsahu amplitudy zrychlení od -16 g do 16 g a frekvenci od 0 do 300 Hz [3]. Výsledky zapisuje v digitální formě na flashdisk, jehož je součástí. Tato data můžeme dále zpracovat připojením do PC přes USB port. Bezplatný program Slam Stick Lab nám může vykreslit časové průběhy zrychlení v jednotlivých osách. Pro úpravu a další zpracování je možné data vyexportovat do jiných programů (Excel, Matlab).

Obr. 6 Použitý měřicí přístroj

5.3 PŘEDPOKLADY MĚŘENÍ

Před počátkem měření bylo nutné stanovit průběh měření, aby byly podmínky pro všechny účastněné osoby stejné, respektive se k tomu co nejvíce blížily. Z dosavadních poznatků byly označeny jako klíčové následující faktory: Výška, Hmotnost, Věk, Pohlaví, Tloušťka podrážky. Všechny zmíněné parametry byly zaznamenány u měřených osob. Dále byly určeny podmínky, jež bylo nutno zachovat totožné během všech provedených měření, aby se redukoval jejich vliv na výsledky měření, resp. byl všude stejný. Jsou to následující faktory: povrch, geometrie a trajektorie dráhy pro chůzi, rychlost chůze. Dále byly u každé osoby prováděny 2 typy měření, a to upnutí měřidla pomocí gumové pásky (čelovky) a pomocí čelenky. Účelem bylo porovnat tyto 2 metody (způsoby uchycení měřicího přístroje) a zjistit jejich vliv na výsledky měření. Liší se použitým materiálem, účinnou plochou a způsobem upínání na hlavu. Gumová páska je z gumového materiálu s nastavitelným obvodem. Čelenka je z pružné textilie (bavlna a nylon) a zapíná se suchým zipem. Plochy suchého zipu mají větší rozsah po obvodu, a existuje tedy také možnost nastavení čelenky pro různé obvody hlavy. Měřicí přístroj byl upínán pomocí zmíněných pomůcek k hlavě na oblast pravého spánku. Názorně je upnutí zobrazeno na Obr. 8, Obr. 9.



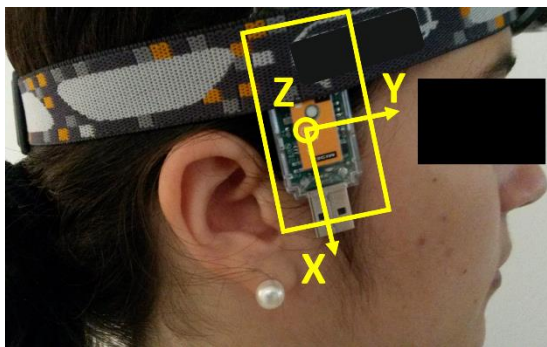
Obr. 7 Uchycení dattaloggeru

5.4 NÁVRHY UPNUTÍ MĚŘIDLA

Během měření byly použity 2 typy upnutí:

- Uchycení měřiče gumovou páskou

Během měření následujícím uchycením (zachyceno na *Obr. 8*) je měřič uchycen gumovou páskou, která byla původně používána jako čelovka. Akcelerometr obepíná jen po 25 mm výšky a je tak na první pohled viditelný.



Obr. 8 Uchycení měřiče gumovou páskou (převzato z [5])

- Uchycení měřiče čelenkou

Při měření touto metodou byla použita čelenka, v níže je měřič uchycen tak, že není vidět. Je schován pod čelenkou vyrobenou z pružné textilie, která ho obepíná po celé jeho výšce.



Obr. 9 Uchycení měřiče čelenkou (převzato z [5])

Tab. 3 Parametry uchycení

Parametr	Gumová páska	Čelenka
Materiál	Guma	Pružná textilie
Obepínací šířka	25 mm	60 mm

5.5 PODMÍNKY MĚŘENÍ

Za účelem dodržení stejné rychlosti chůze byl použit mobilní tachometr pro chůzi, který použil doprovod měřené osoby jako tempomat. Doprovod tak udával všem měřeným osobám stejné tempo, které se pohybovalo v rozmezí 3,8-4,4 km/h [3]. Povrch dráhy byl tvrdý, většinou se jednalo o asfalt, výjimečně o beton. Trajektorie dráhy byla přímá, beze sklonu případně se zanedbatelným sklonem/stoupáním. Největším problémem bylo zachování stejné teploty a počasí. Měření neprobíhala v jednu dobu na jednom místě, proto se teploty lišily a pohybovaly se mezi 1-15 °C.

Měření tloušťky podrážky bylo prováděno následujícím způsobem: Posuvným měřítkem (popřípadě jiným měřidlem s přesností v řádech milimetrů) byl změřen nejmenší a největší rozměr podrážky ve směru vertikální osy. Z těchto 2 hodnot byl vypočten jejich aritmetický průměr a ten byl brán jako jediný faktor popisující podrážku. Všechna měření trvala 60 s.

5.6 VEDLEJŠÍ MĚŘENÍ

Byla provedena i měření, která měla přiblížit vliv jednotlivých faktorů, popřípadě okolností měření či chování zrychlení během jiných běžných činností, než je chůze. Byly naměřeny průběhy zrychlení pro: chůzi bez obutí, běh (sprint), chůzi po schodech, cestování v MHD (vlak), klidový stav – bez pohybu v sedící poloze. Jednotlivá měření byla měřena opakovaně 3x se stejnou osobou, stejným typem upnutí, a tak se stejnými parametry, které byly sledovány při hlavním měření. Uvedený postup umožňuje následovně porovnat výsledky s měřením hlavním, a zjistit tak míru působení daného faktoru (např. chůze bez obutí) na výslednou škálu vygenerované energie.

5.7 ZÁKLADNÍ STATISTICKÉ CHARAKTERISTIKY A VYUŽÍVANÉ VZORCE

V této bakalářské práci jsou velmi často používány základní statistické vzorce, které popisují charakter daného statistického souboru.

a) Aritmetický průměr

Je patrně nejpoužívanější statistickou charakteristikou, jejíž výpočet je velmi jednoduchý. Mezi jeho nejdůležitější vlastností patří nulovost algebraického součtu odchylek jednotlivých hodnot statistického znaku od aritmetického průměru [4]. Vypočítá se jako součet hodnot statistického znaku dělený rozsahem souboru:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (1)$$

b) Rozptyl

Je nejdůležitější charakteristikou variace hodnot znaků ve statistickém souboru. Počítá se jako průměr ze čtverců odchylek jednotlivých hodnot znaku od jejich aritmetického průměru [5]. Pro neroztříděný soubor platí:

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n} \quad (2)$$

c) Směrodatná odchylka

V praxi jde o nejvhodnější charakteristiku variability statistického souboru. Jedná se o míru rozptylu hodnot sledovaného znaku kolem průměru. Vypočítá se jako druhá odmocnina z rozptylu:

$$s = \sqrt{s^2} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}} \quad (3)$$

d) Absolutní četnost, relativní četnost

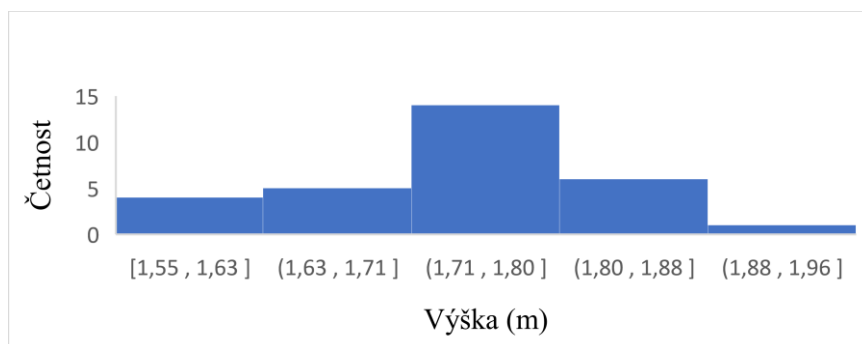
Absolutní četnost (označme n_i) vyjadřuje hodnotu počtu zastoupených hodnot v statistickém souboru, případně v daném intervalu. Relativní četnost f_i vyjadřuje podíl jednotlivých absolutních hodnot a rozsahu souboru n .

$$f_i = \frac{n_i}{n} [-]; f_i \in < 0,1 > \quad (4)$$

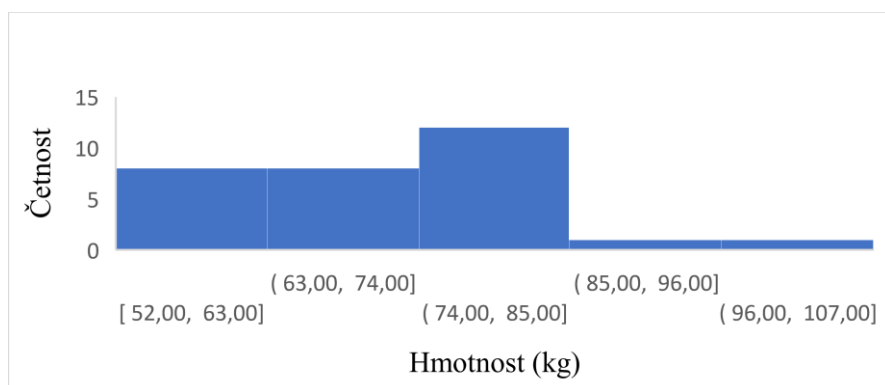
$$f_i = \frac{n_i}{n} * 100 [\%]; f_i \in < 0,100 > \quad (5)$$

5.8 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT MĚŘENÝCH OSOB

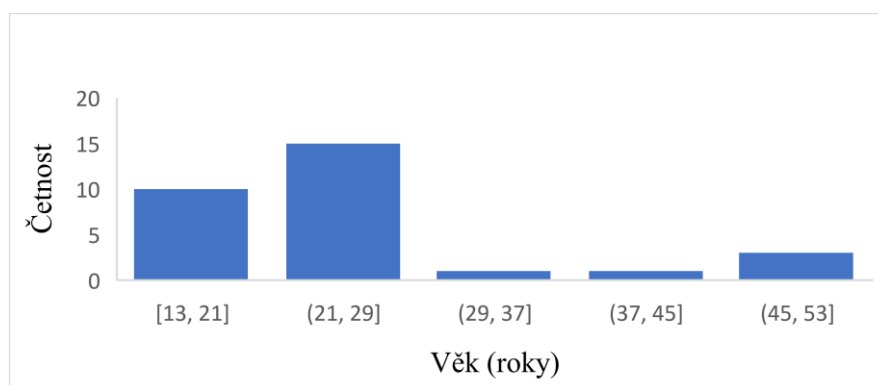
Měření se zúčastnilo 30 různých osob. Osoby uváděly svoje tělesné parametry na základě jejich vlastních měření. Data tedy nemusí být přesná a je třeba počítat s určitou odchylkou. Výjimkou je věk, který byl stanoven na základě přesného data narození osob. Tloušťka podrážky byla měřena na místě (viz kap.5.5). V obrázcích na další stránce jsou zobrazeny histogramy početností jednotlivých skupin pro širší přehled o testovaném vzorku.



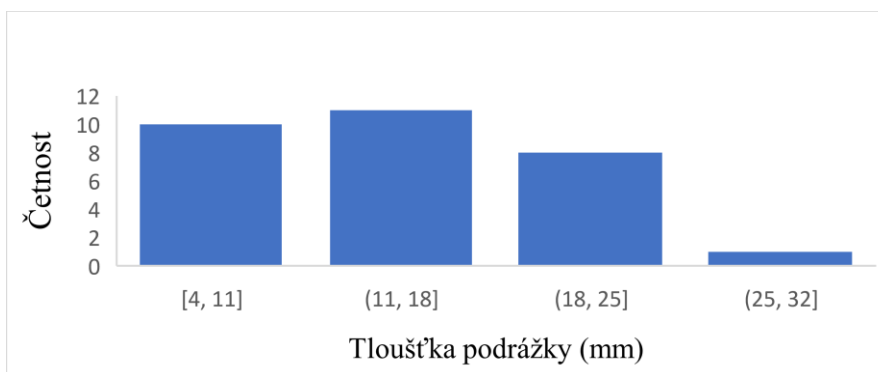
Obr. 10 Histogram výšky



Obr. 11 Histogram váhy



Obr. 12 Histogram věku



Obr. 13 Histogram tloušťky podrážky

Zúčastněné osoby nebyly vybírány, jedná se o zainteresované osoby daným problémem. Jedná se o náhodnou skupinu, nemusí tedy odpovídat všeobecným statistickým hodnotám. Nicméně pro účely vyhodnocení závislosti jednotlivých parametrů na buzených vibracích není potřeba, aby statistický soubor přesně reprezentoval celosvětové průměry. Důležité jsou velikosti rozsahů jednotlivých veličin pro jednodušší, a především jednoznačnější určování a vyhodnocení korelací mezi parametry a výstupy měřených osob.

Je nutné rovněž zmínit, že statistický soubor obsahující 30 vzorků je na hranici statistického minima.

V Tab. 4 níže je možno vidět okrajové hodnoty výšky, váhy, věku a tloušťky podrážky a také jejich rozptyl, směrodatnou odchylku a aritmetický průměr. Veškerá data popisující vlastnosti měřených osob jsou v Příloze č.1.

Tab. 4 Statistické charakteristiky měřených osob

	Výška [m]	Hmotnost[kg]	Věk [roky]	Tloušťka podrážky [mm]
Průměr	1.74	72.24	25.6	15.4
Rozptyl	0.01	146.88	96.4	33.2
Směrodatná odchylka	0.08	12.12	9.8	5.8
Minimum	1.55	52.00	13.0	4.0
Maximum	1.96	107.00	53.0	26.0

V Tab. 5 je vyjádřen počet zástupců daného pohlaví z měřeného vzorku osob a jejich poměr.

Tab. 5 Počty dle pohlaví

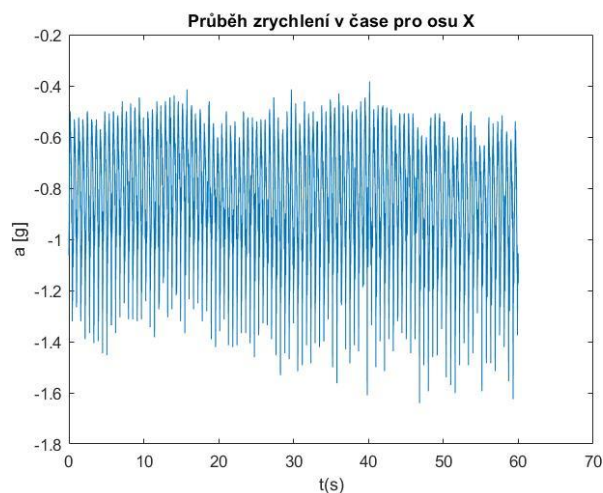
	Počet	Rel. početnost [%]
Muži	19	63,3
Ženy	11	36,7

6 ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA DAT

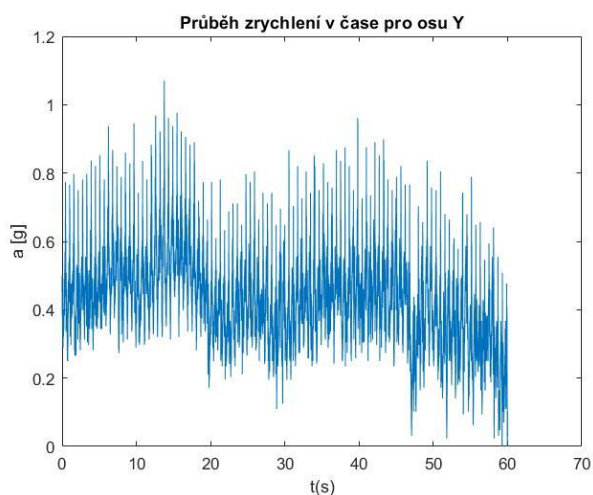
6.1 VÝSTUPY DATALOGGERU

Naměřená data byla uložena na disk a programem Slam Stick Lab (dále SSL) vyexportována ve formátu .mat pro další použití v programu Matlab. V programu SSL byly zobrazeny průběhy zrychlení v čase. Zrychlení je zaznamenáno v jednotce g.

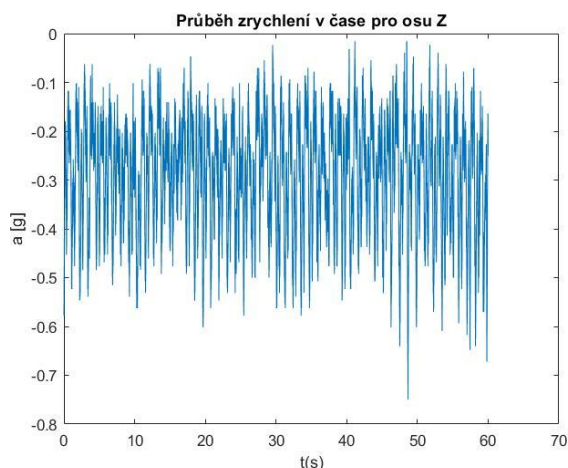
Na Obr. 14 až Obr. 16 jsou zobrazeny a vykresleny průběhy jednotlivých os v SSL.



Obr. 14 Výstup dataloggeru (x)



Obr. 15 Výstup dataloggeru (y)



Obr. 16 Výstup dataloggeru (z)

Jak je vidět v ose X, zrychlení kmitá velmi pravidelně a stabilně. V ose Y je naopak vidět hodně nežádoucích jevů, není zde vidno žádný vzor. Osa Z nedosahuje takových amplitud jako osa X, nicméně je zde vidět jistou systematickosti. Všeobecně je osa Z nejrozmantější, co se týče průběhů zrychlení v čase.

Výše zobrazené průběhy posloužily pouze pro základní představu o vibracích vzniklých během chůze na hlavě. Pro další zkoumání byly použity programy Matlab a Excel. V Matlabu byla data převedena z časové domény systémem rychlé Fourierovy transformace.

6.2 RYCHLÁ FOURIEROVA TRANSFORMACE (FAST-FOURIER TRANSFORM, FFT)

Vychází z Fourierovy transformace (FT) [3]. Definiční vzorec pro FT je integrálem a pro praktickou realizaci není příliš vhodný:

- jeho analytické řešení existuje jen v omezeném počtu případů a je nutno jej tedy řešit numericky (přechodem nekonečný integrál \rightarrow konečná sumace),
- v případě počítačového zpracování nemáme spojitou funkci, ale jen její hodnoty v diskrétních vzorkovacích okamžicích.

Z těchto důvodů se definuje diskrétní Fourierova transformace (DFT), která je již polynomem a jejími vstupy a výstupy jsou posloupnosti hodnot. Nevýhodou této definice je její značná časová náročnost, která roste se čtvercem délky vstupní posloupnosti. Proto byl vypracován algoritmus, který vychází z vlastností exponenciálních diskrétních funkcí a výrazně snižuje potřebnou dobu výpočtu. Tento algoritmus je zvykem nazývat rychlá Fourierova transformace (FFT – Fast Fourier Transform).

6.3 ZPRACOVÁNÍ DAT V MATLABU

V programu Matlab byl vypracován script (*Příloha 2*) pro upravení dat FFT, vykreslení frekvenčně-amplitudové závislosti a vyjádření dominantní frekvence a amplitudy. Data importována z programu SSL byla ve formátu matic 4xL, kde L je počet zachycených bodů měření.

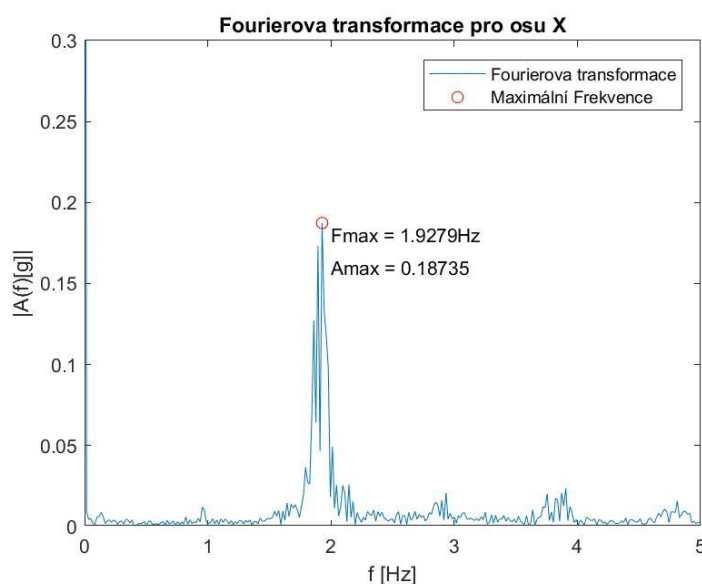
$$\begin{pmatrix} t \\ x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

kde:	t	čas
	x	aktuální zrychlení v ose x
	y	aktuální zrychlení v ose y
	z	aktuální zrychlení v ose z

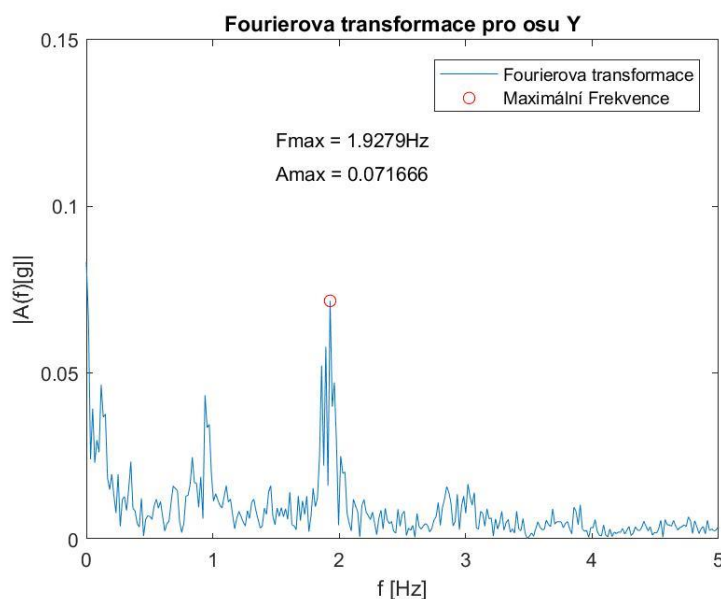
Všechny 3 osy byly zpracovány zvlášť, jelikož většina harvesterů pracuje v jedné rovině a cílem je tedy nalézt tu nejvhodnější, případně specifikovat ideální podmínky, v nichž bude harvester pracovat s největší účinností.

V matlabu byla použita funkce „fft“ pro rychlou Fourierovu transformaci, následovně byla vykreslena funkcí „plot“. Potřebná dominantní frekvence byla nalezena funkcí „findpeaks“ a pro daný bod Matlab vyčíslil i amplitudu.

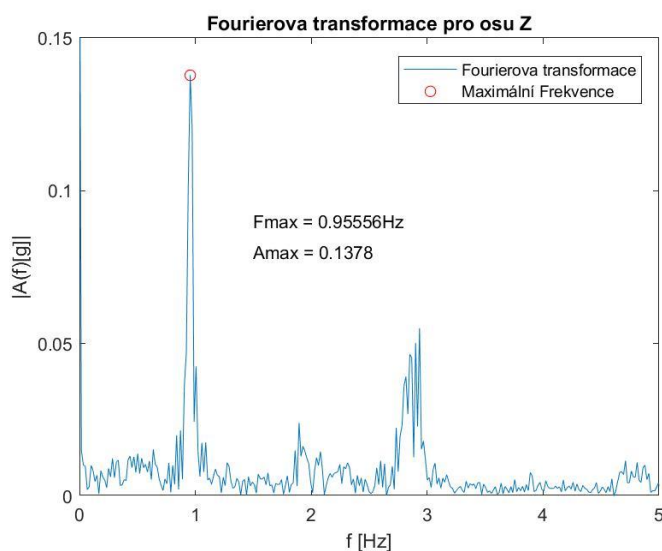
Výsledný graf byl uložen na disk na PC. Názorné ukázky vygenerovaných grafů jsou vyobrazeny na *Obr. 17 - Obr. 19*.



Obr. 17 Frekvenční spektrum (x)



Obr. 18 Frekvenční spektrum (y)



Obr. 19 F-A Frekvenční spektrum (z)

Získané parametry dominantní frekvence a amplitudy byly přiřazeny do statistických souborů každé osobě. Jak je vidět, dominantní špička nabývá stejných hodnot frekvence pro osu X a Y. V případech, kdy tomu tak nebylo, byla zachycena špička na úrovni velmi nízkých frekvencí a jednalo se nejspíše o šum. Lze usoudit, že je tomu tak z důvodu přenosu části vibrací z osy X, která je kolmá k povrchu Země do osy Y, jež je ve směru chůze. Část se přenáší i do osy Z, tam ale zpravidla vystupuje až jako třetí nejvyšší špička. Toto je způsobeno přirozeným nachýlením těla, respektive jenom hlavy měřené osoby během chůze ve směru jednotlivých os. To zapříčinilo, že osa X nebyla ideálně kolmá k povrchu Země a odezva způsobena gravitačním zrychlením (ideálně kolmé k povrchu Země) se tak rozložila i do dalších os se stejnou frekvencí.

6.4 FREKVENCE A AMPLITUDY DOMINANTNÍCH ŠPIČEK

V ose Y byla objevena jako dominantní frekvence promítnutá z osy X. Tím pádem její amplituda dosahuje mnohem menších hodnot a žádné jiné frekvenční špičky nejsou zřetelné. Z toho důvodu byla osa Y považována za neperspektivní a nebyla dále zkoumána. Z os X a Z byly díky FFT vyňaty dominantní špičky frekvencí s nejvyššími amplitudami. Hodnoty amplitud a frekvencí byly zpracovány do tabulek pro každou z os zvlášť a taky pro každý typ upnutí, tzn. pro čelenku a gumovou pásku (*Příloha 3*). Tato data byla dále zpracována a byly vytvořeny grafy závislostí zkoumaných parametrů měřených osob na frekvencích a amplitudách. Byly vytvořeny taky závislosti frekvence na amplitudě. V *Tab. 6 - Tab. 9* jsou shrnuty základní statistické parametry statistického souboru.

Tab. 6 Osa X – gumová páska

	f_{xMAX} [Hz]	Osoba č.	$A_{xMAX}[m * s^{-2}]$	Osoba č.
Průměr	1,770	-	1,641	-
Rozptyl	0,014	-	0,162	-
Směrodatná odchylka	0,119	-	0,402	-
Minimum	1,56	30	0,77	18
Maximum	1,99	21	2,54	7

Tab. 7 Osa X - čelenka

	f_{xMAX} [Hz]	Osoba č.	$A_{xMAX}[m * s^{-2}]$	Osoba č.
Průměr	1,794	-	1,748	-
Rozptyl	0,013	-	0,357	-
Směrodatná odchylka	0,114	-	0,597	-
Minimum	1,61	16	0,84	20
Maximum	2,01	21	3,36	11

Tab. 8 Osa Z - čelovka

	f_{zMAX} [Hz]	Osoba č.	$A_{zMAX}[m * s^{-2}]$	Osoba č.
Průměr	0,880	-	0,817	-
Rozptyl	0,003	-	0,097	-
Směrodatná odchylka	0,057	-	0,311	-
Minimum	0,77	30	0,26	24
Maximum	0,99	12	1,45	16

Tab. 9 Osa Z - členka

	f_{zMAX} [Hz]	Osoba č.	$A_{zMAX}[m * s^{-2}]$	Osoba č.
Průměr	1,054	-	0,890	-
Rozptyl	0,258	-	0,136	-
Směrodatná odchylka	0,508	-	0,369	-
Minimum	0,81	19	0,29	24
Maximum	3,00	17	1,71	21

V Tab. 9 je vidět, že hodnota maximální frekvence je diametrálně odlišná od maxima při měření upnutím gumovou páskou (Tab. 8). Celkem u třech osob došlo k zachycení vyšších frekvencí při měření osy Z způsobem upnutí členkou. Jejich hodnoty jsou zobrazeny v Tab. 10.

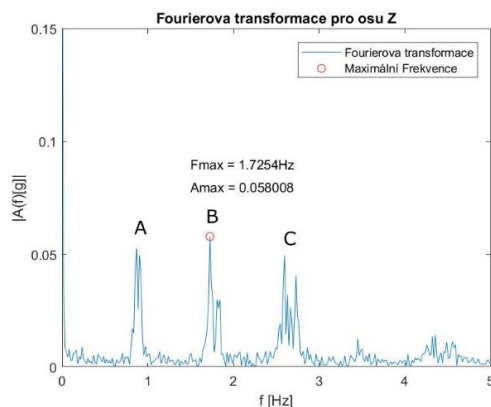
Tab. 10 Měřené osoby s vyšší dominantní frekvencí v ose Z

Měřená osoba č.	f_{zMAX} [Hz]	$A_{zMAX}[g]$	$A_{zMAX}[m * s^{-2}]$
4	1,725	0,058	0,569
17	3,001	0,076	0,746
22	2,632	0,087	0,853

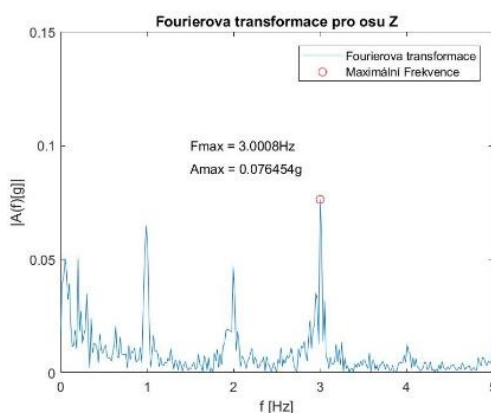
Zajímavostí je, že při měření stejných osob s upnutím gumovou páskou sice došlo k výskytu těchto frekvencí, ale jejich amplitudy byly menší, a nebyly tak zachyceny jako dominantní. Jejich průběhy jsou zachyceny na Obr. 20 - Obr. 22. V celém frekvenčně-amplitudovém průběhu se vyskytují tři znatelné amplitudové špičky. Je možné si všimnout, že existuje návaznost mezi hodnotami jejich frekvencí. Označme jednotlivé frekvence jako A, B, C (Obr. 20). Platí pak mezi nimi závislost:

$$f_A \approx \frac{f_B}{2} \approx \frac{f_C}{3} \quad (6)$$

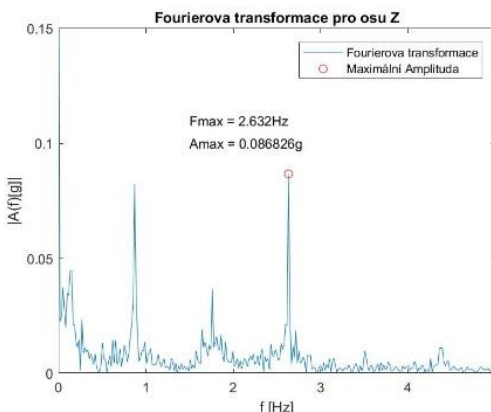
Dále je možno si uvědomit, že f_B má periodu rovnou přesně jednomu kroku měřené osoby. Pak bude platit, že perioda f_C je právě polovina kroku a perioda f_A je rovna jednomu dvojkroku. Je tedy známo, ve kterých bodech vznikají žádané vibrace během chůze. Výskyt těchto vyšších (či nižších) harmonických hodnot ve frekvenčním spektru může být taky způsobeno parazitickým zrychlením, špatným uchycením měřiče, či jeho nachýlením vůči pomyslným osám.



Obr. 20 Frekvenční spektrum, os. č.4



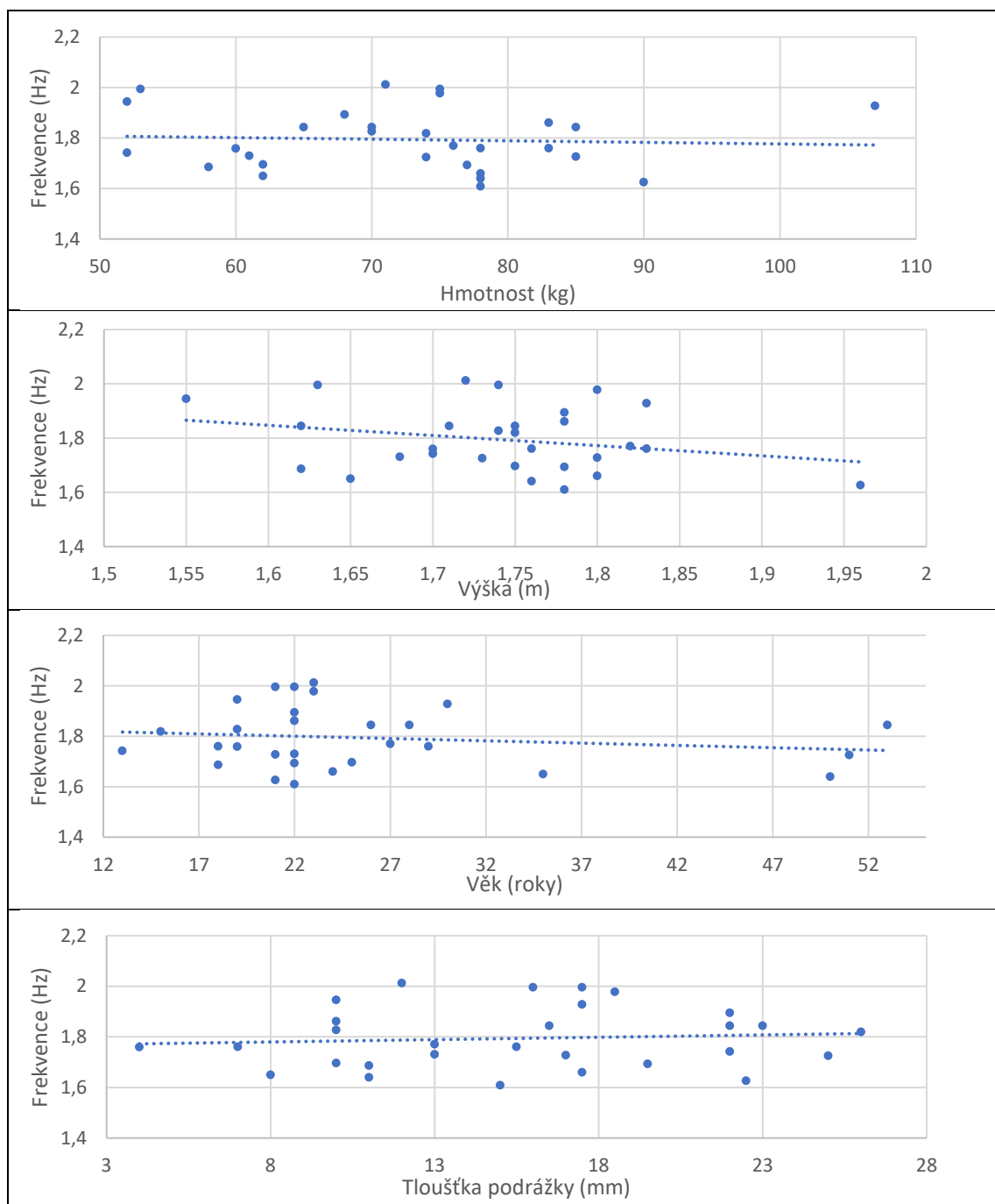
Obr. 21 Frekvenční spektrum os. č.17



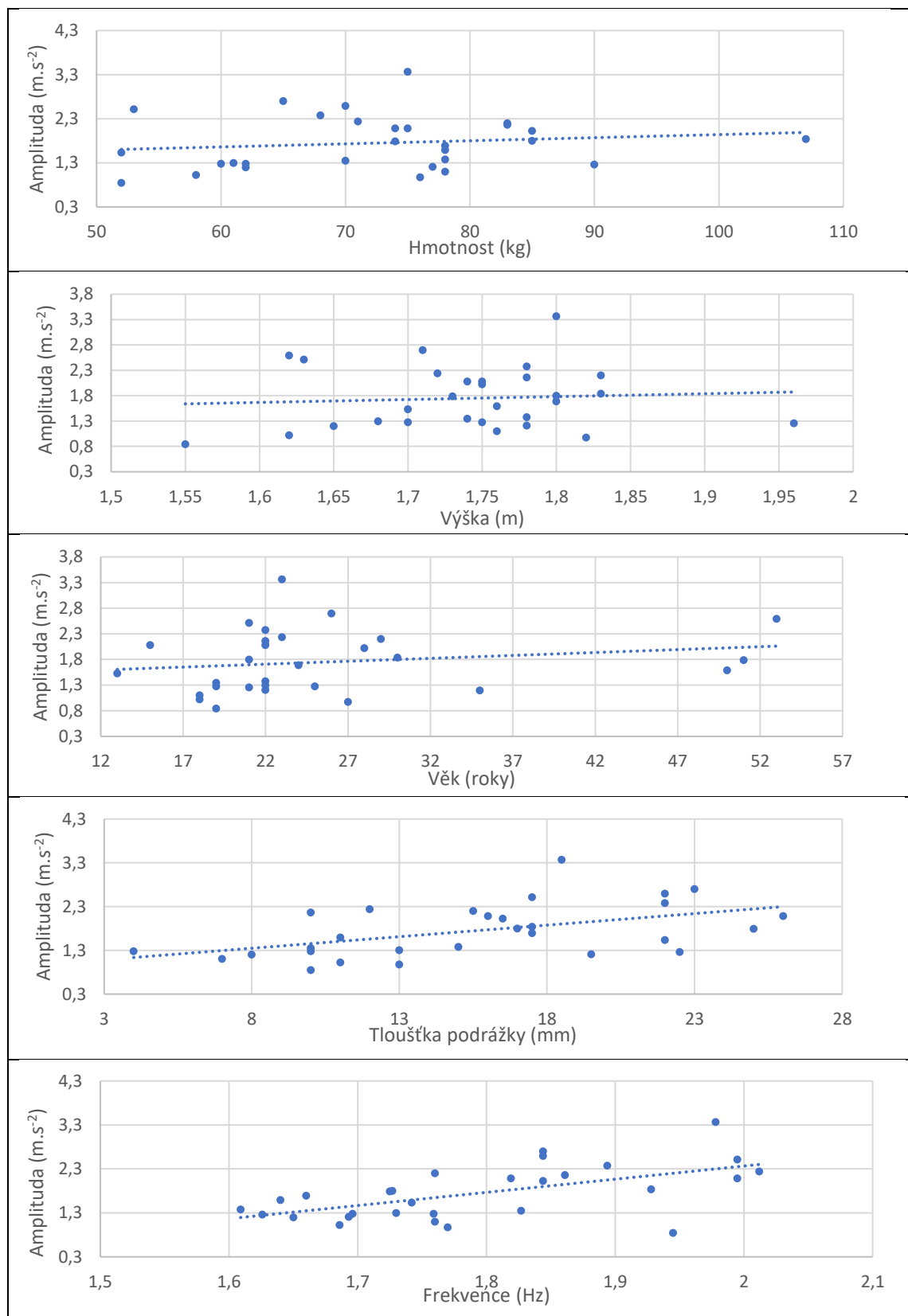
Obr. 22 Frekvenční spektrum os. č.22

Výsledky těchto tří osob znatelně ovlivnily statistické parametry. Vznik těchto frekvencí je atypický a u jiných měřených osob nebyl zaznamenán anebo nebyl relevantní. Nejspíše byly zapříčiněny odlišným stylem chůze těchto osob či již z výše uvedených příčin a jejich vznik není způsoben žádným ze zkoumaných parametrů, a z tohoto důvodu je v dalším postupu nebudeme uvažovat. Data osob č. 4, č. 17, č. 22 pro upnutí členkou v ose Z byla vyfiltrována a v grafech a dalších výstupech budou vynechána.

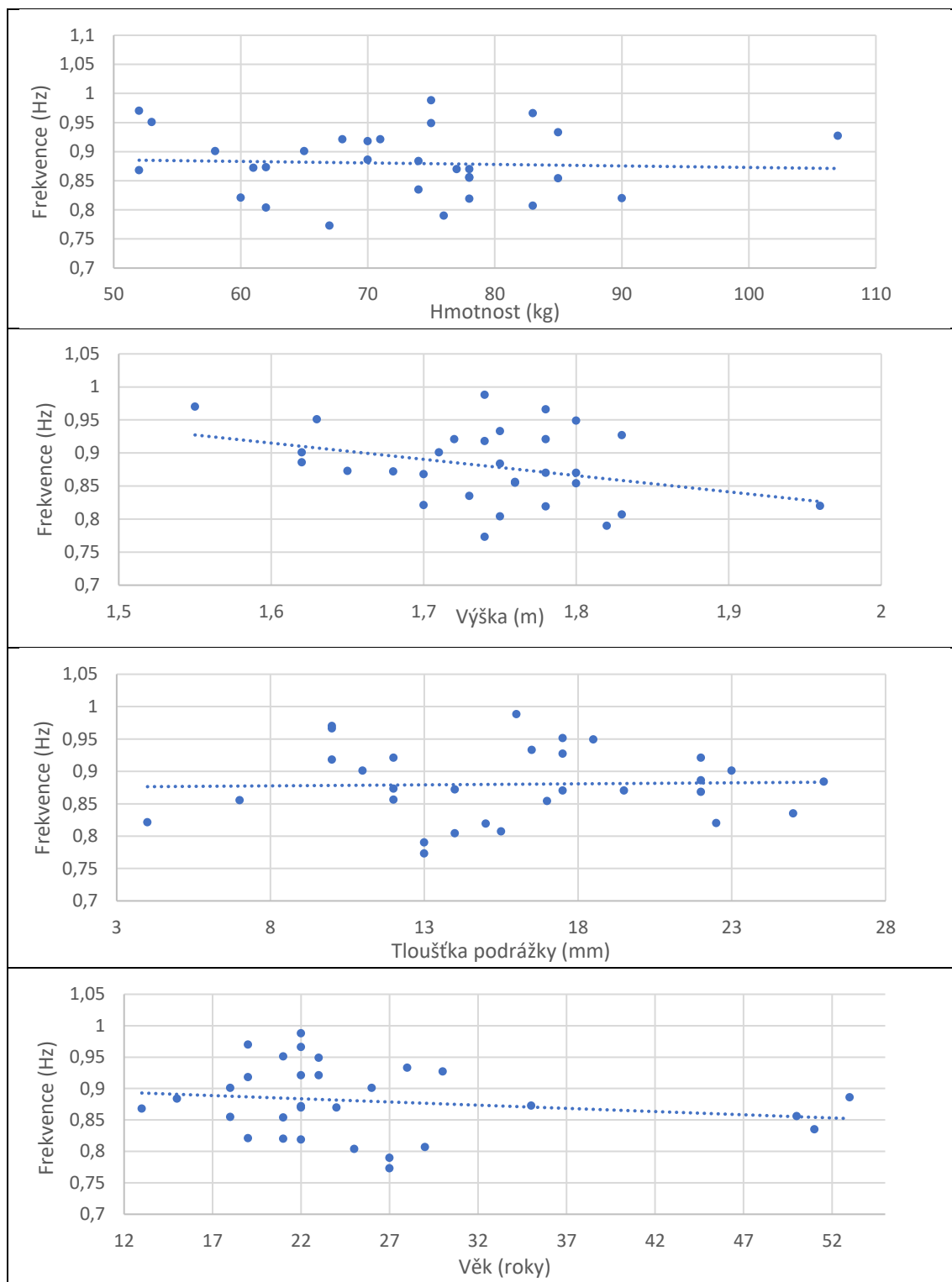
6.5 ZÁVISLOSTI FREKVENCÍ A AMPLITUD NA SLEDOVANÝCH PARAMETRECH



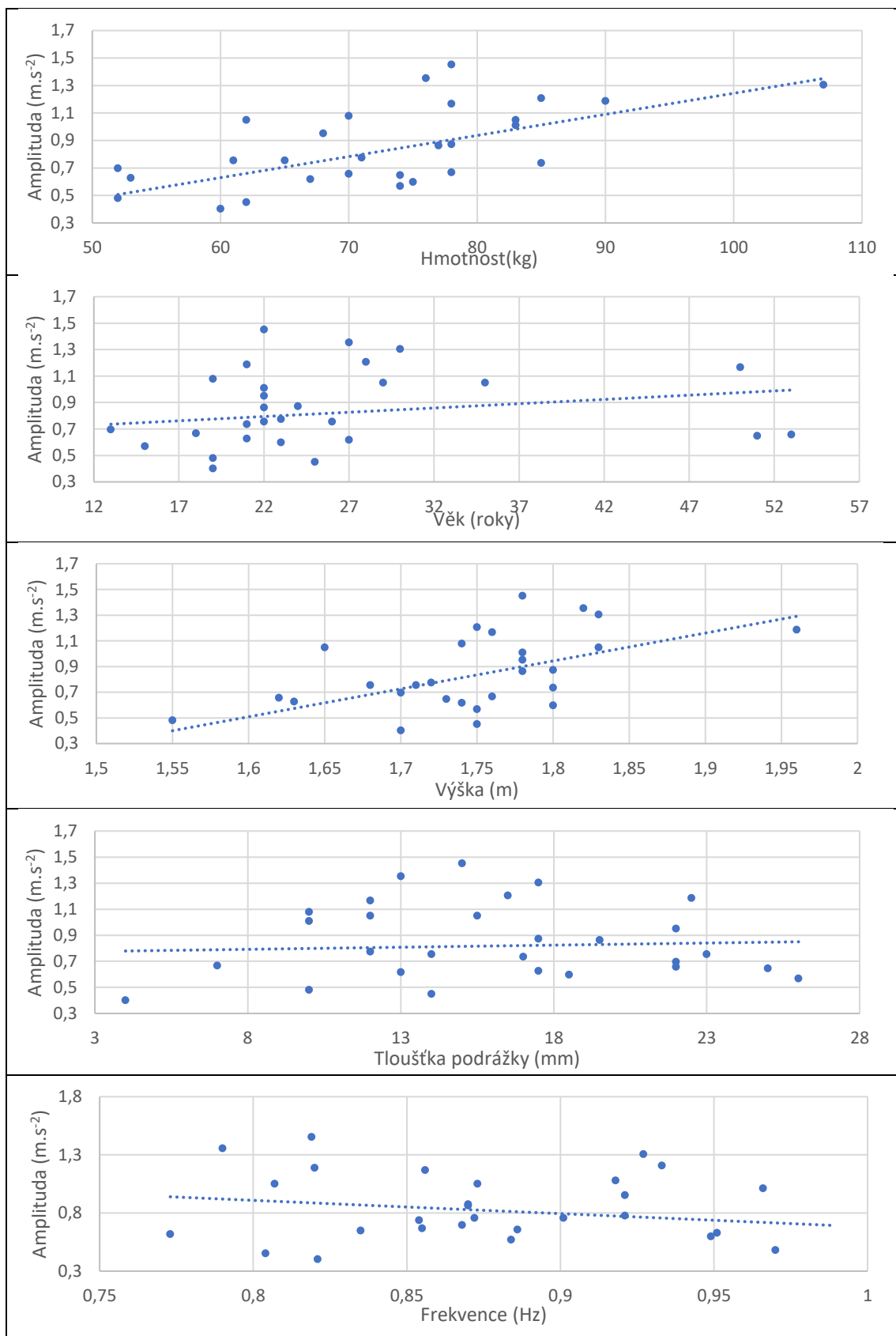
Obr. 23 Závislosti frekvence na sledovaných parametrech, osa X, uchycení čelenkou



Obr. 24 Závislosti amplitud na sledovaných parametrech, osa X, uchycení čelenkou



Obr. 25 Závislosti frekvence na sledovaných parametrech, osa Z, uchycení gumovou páskou



Obr. 26 Závislosti amplitud na sledovaných parametrech, osa Z, uchycení gumovou páskou

Na předchozích stránkách jsou vyobrazeny závislosti frekvencí a amplitud na sledovaných parametrech. Obr. 23 a Obr. 24 popisují osu X měřenou pomocí čelenky. Následující Obr. 25 a Obr. 26 zachycují osu Z, avšak měřenou pomocí gumové pásky. Grafy pro druhý typ uchycení měřiče jsou přiloženy v Příloze 4. Jednotlivé trendy byly zachyceny pomocí funkce „Spojnice trendu“ v programu Excel. Jedná se o lineární typ této spojnice. Není však známo, jak dobře tato přímka zachycuje charakter závislosti daných parametrů a veličin. Z tohoto důvodu byly vypočteny korelační koeficienty pro dané lineární regrese.

6.6 KORELAČNÍ KOEFICIENTY

Pro výpočet koeficientu korelace se používá následující vzorec (pro neroztříděný soubor):

$$r = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{s(x)s(y)} = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i y_i) - (\bar{x}\bar{y})}{s(x)s(y)},$$

přičemž čitatele ve všech zlomcích vyjadřují tzv. kovarianci cov. [6],

$$\text{kde } r \in < -1, 1 >; \quad (7)$$

Když $r = 1$, je možné daný statistický soubor popsat jedinou přímkou, na které leží veškeré body souboru. Naopak, pokud $r = 0$, znamená to, že mezi body statistického souboru neexistuje žádná lineární závislost. Záporné hodnoty znamenají nepřímou úměru, tzn. pokud jeden parametr roste, tak ten druhý klesá.

V programu Excel byla využita funkce „PEARSON“, která z dvojrozměrné matice dat přímo vyčíslí hodnotu korelačního koeficientu r . V Tab. 11 jsou zobrazeny veškeré hodnoty korelačních koeficientů pro závislosti, které byly zobrazeny v Obr. 23, Obr. 26 a Příloze 4.

Tab. 11 Korelační koeficienty

		<u>Způsob upnutí</u> Osa			
		Čelovka		Čelenka	
		X	Z	X	Z
Frekvence	Sledovaný parametr				
	Hmotnost	-0,16	-0,06	-0,06	0,09
	Výška	-0,39	-0,35	-0,25	-0,14
	Věk	0,21	-0,17	-0,15	-0,04
Amplituda	Tloušťka podrážky	-0,09	0,03	0,09	0,1
	Hmotnost	0,05	0,59	0,14	0,53
	Výška	0	0,54	0,08	0,41
	Věk	0,11	0,2	0,19	0,35
	Tloušťka podrážky	0,24	0,05	0,5	0,14
Amplituda/frekvence		0,2	-0,2	0,59	0,18

Většina korelačních koeficientů je bližší nule než jedné. Při pohledu na závislosti frekvence na sledovaných parametrech žádný koeficient není blíž jedné než nule. Nejvyšší koeficient z dané skupiny má závislost frekvence na výšce, a to především v ose X. Je tedy možné předpokládat lehkou závislost těchto parametrů. Nejspíše to bude spojeno s tím, že vyšší osoby mají zpravidla delší i nohy, čímž dosáhnou stejné rychlosti při menším počtu kroků. A pokud předpokládáme, že perioda odpovídá jednomu kroku, budou mít vyšší osoby delší periodu jednoho kroku, a tedy při stejné rychlosti chůze i nižší frekvenci buzených vibrací. Jedná se o nepřímou úměru, proto koeficient vychází v záporných hodnotách.

V části se závislostmi amplitudy zrychlení na sledovaných parametrech se nejvyšší hodnoty korelačních koeficientů blíží hodnotám 0,6. Nejvíce znatelná je závislost amplitudy zrychlení na hmotnosti měřené osoby, a to především v ose Z. Tato osa je spojena s výkyvy těla měřených osob do stran-tedy doleva a doprava. Znamená to, že osoby s vyšší hmotností se během chůze více kývou do stran (s vyšším zrychlením), čímž se pravděpodobně snaží kompenzovat dynamickou polohu těžiště. Případně na to může mít vliv i širší postavení těchto osob za účelem dosažení vyšší stability při chůzi. Při širším rozpětí nohou během chůze vzniknou tedy výkyvy s vyšší amplitudou zrychlení.

Jelikož je hmotnost spojena s výškou osoby přímou úměrou (avšak není podmínkou, že vyšší osoba má i větší hmotnost, jejich korelace se pohybuje okolo čísla 0,77 [5]), projevílo se to i na korelačním koeficientu pro závislost amplitudy na výšce. Částečně se na tom může i podílet i fakt, že měřič byl umístěn v oblasti hlavy, a tedy u vyšších osob byl položen výše vzhledem k povrchu Země.

Další závislostí, na kterou poukazuje koeficient ($r = 0,5$), je vztah amplitudy zrychlení k tloušťce podrážky. Tento fakt je překvapivý, znamená totiž, že při tlustší podrážce osoby dosahují vyšší amplitudy zrychlení v ose X, tedy kolmo k povrchu Země. Částečně to bude způsobeno tím, že funkce FFT rozdílně transformuje signál v závislosti na tom, jak vypadají jednotlivé špičky zrychlení. Čím je signál bližší průběhu sinusoidy, tím vyšší bude amplituda dominantní frekvence. Naopak hranatost signálu (např. při rázech) způsobuje oslabení dominantní frekvence. Dále je možné si uvědomit, že podrážka nefunguje jako tlumič energie, nýbrž energii spíše kumuluje a funguje na principu pružiny. Faktem taky zůstává, že jenom tloušťka podrážky nepředstavuje plně její charakter. Je pravděpodobně, že vliv na výslednou amplitudu bude mít i tvrdost dané podrážky.

Poslední pozitivní koeficient ($r = 0,59$) je pro Amplitudo-frekvenční závislost v ose X při upnutí pomocí čelenky. Tento parametr říká, že vyšší frekvence znamená i vyšší amplitudu zrychlení. Je třeba si uvědomit, že při vyšší frekvenci za stejné rychlosti chůze osoba střídá nohy rychleji, čímž musí dosahovat i vyšších hodnot zrychlení, takže i tady je toto chování pochopitelné.

6.7 POROVNÁNÍ ODLIŠNÝCH TYPŮ UCHYCENÍ

V této části porovnáme vliv typu uchycení měřiče. Byly použity 2 typy: uchycení gumovou páskou a uchycení čelenkou. Jejich vlastnosti jsou zobrazeny v *Tab. 3*.

V následující *Tab. 12* jsou znázorněny aritmetické průměry v osách X a Z a porovnány mezi sebou.

Tab. 12 Průměry charakteristik

	Gumová páska	Čelenka
$\bar{f}_x [Hz]$	1,77	1,79
$\bar{f}_z [Hz]$	0,88	0,89
$\bar{A}_x [m \cdot s^{-2}]$	1,64	1,75
$\bar{A}_z [m \cdot s^{-2}]$	0,82	0,91

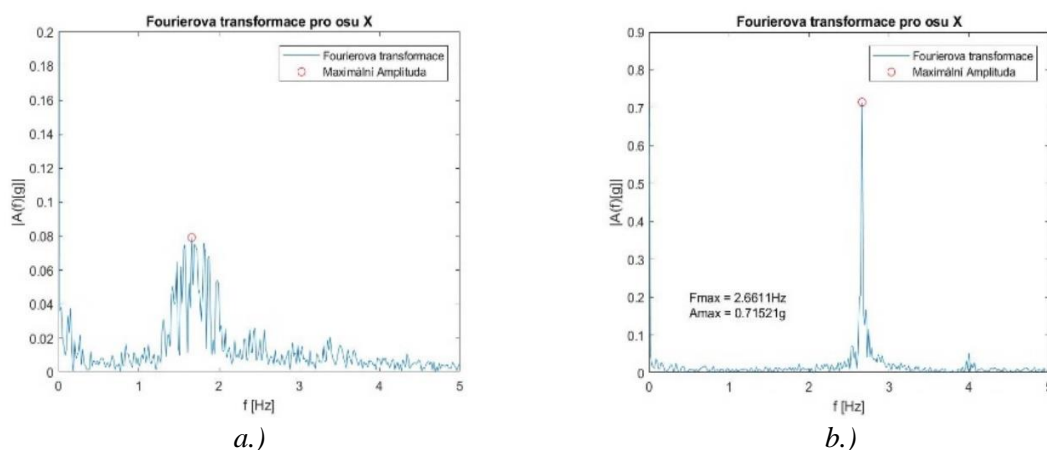
Je nutné připomenout, že v ose Z pro měření čelenkou byly brány v úvahu data osob 4, 17, 22 (viz. *kap. 5.7*). Dle této tabulky je jasné, že vliv uchycení na naměřenou dominantní frekvenci je minimální, tedy v rámci statistické chyby. Relativní rozdíl těchto hodnot je roven 1 % shodně v obou osách. Pro amplitudu zrychlení jsou rozdíly znatelnější a jsou rovny 6,3 %, resp. 10 % pro osu Z. Je tedy otázkou, co je příčinou větších amplitud zrychlení pro uchycení čelenkou. Jak je známo, obě metody využívají k udržení měřiče na povrchu hlavy třecí sílu mezi měřičem a pokožkou hlavy. Ta je závislá na síle normálové síly, kterou uchycení vyvodí na styčné ploše s měřičem, což je zobrazeno v *Obr. 7*.

Třecí síla tedy zajišťuje, aby se měřič nepohyboval vůči hlavě v osách X a Y. V ose Z proti pohybu působí přímo síla od napětí uchycení. Během chůze mimo tyto síly na datalogger působí impulzní síla od vibrací závislá na pohybu měřené osoby. Tato síla působí ve všech třech osách a může zavinit chvilkové odtržení od pokožky. Pokud k tomuto dojde, data budou lehce zkreslená a část vibrací zachytí uchycení, a nepřenesou se tak v celém měřítku do dataloggeru.

Jelikož čelenka působí na měřič větší plochou, bude měřič stabilnější a nebude mít snahu se v uchycení během měření otáčet, což způsobuje další parazitické zrychlení. Navíc se čelenka jeví jako tužší, lze tedy předpokládat, že působí větší silou na datalogger, tím pádem vyvíjí větší třecí sílu a měřič lépe zachycuje zrychlení. Toto tvrzení by bylo možné ověřit při měření, kdy upnutí vyvolá rozdílné síly rozdílným stažením čelenky či gumové pásky. To ale není cílem této práce a z časových důvodů není dále zkoumáno.

6.9 DOPLŇUJÍCÍ MĚŘENÍ

Jak bylo uvedeno v *kap. 5.6*, pro získání širšího přehledu o vzniklých vibracích během chůze byla provedena doplňující měření. Bylo vybráno 5 různých činností, které obvyklá osoba běžně během dne dělá. Každá činnost byla změřena 3x u jedné osoby, přičemž měřič byl upnutý pomocí čelenky. Účelem již nebylo sledování závislosti výsledných výstupů na parametrech dané osoby, ale samotné výstupní frekvence a amplitudy zrychlení.



Obr. 27 Frekvenční spektrum pro měření chůze po schodech (a.), během sprintu(b.)

Naměřeny byly průběhy pro:

- Běh-jednominutový sprint, průměrná rychlost se pohybovala okolo 15-20 km/h
- Chůzi bez obuvi
- Cestu MHD (tramvaj)
- Za klidu v sedě (měření šumu, impulzů srdce)
- Vycházení schodů

V tabulce níže jsou zobrazeny výsledné frekvence a amplitudy pro jednotlivá měření. U měření za klidu a v MHD nebyly zachyceny žádné frekvence s amplitudou vyšší než 0,005 g. Je tedy jasné, že během těchto činností nevznikají žádné zachytitelné vibrace v oblasti hlavy.

Tab. 13 Frekvence a amplitudy zrychlení vedlejších měření

Typ měření	Běh (Sprint)		Bez obuvi		MHD, Klid		Schody	
Charakteris- tika	f [Hz]	A [m.s ⁻²]	f	A	f	A	f	A
X	2,68	0,5	1,96	0,13	-	-	1,7	0,09
	2,7	0,79	1,85	0,8	-	-	1,71	0,08
	2,71	0,5	1,88	0,12	-	-	1,65	0,08
Z	1,33	0,17	0,97	0,04	-	-	0,72	0,05
	1,35	0,16	0,97	0,04	-	-	0,76	0,07
	1,36	0,16	0,96	0,05	-	-	0,73	0,06

Je viditelné, že při měření při sprintu byly dosaženy mnohem vyšší hodnoty frekvence a také amplitudy zrychlení. Frekvence se odvíjí od rychlosti pohybu, ale amplituda byla naměřená u stejné osoby v ose X odlišná o 0,3 g. V ose Z je během všech měření stejného typu téměř identická. Během měření bez obuvi se výsledná frekvence nijak neliší od té naměřené s obuví, avšak potýkáme se s pouze poloviční amplitudou.

7 VHODNOST A VYUŽITÍ DOSTUPNÉ ENERGIE

Dosavadní zpracování dat naznačuje jisté meze hodnot, kterých člověk během chůze dosahuje. Jsou již známé průměrné dominantní špičky frekvencí a amplitud během chůze v jednotlivých osách. Na jejich základě můžeme určit teoretický výkon a energii, jež je zachytitelná harvestorem. Další možností je vypracování simulace v programu SIMULINK a přiblížení výkonu na základě průběhu zrychlení, zvolených parametrů a dopočítaných parametrů. Pro oba tyto případy vycházíme ze základní rovnice pro pohyb[8]:

$$m\ddot{x} + b\dot{x} + kx = m \cdot A_v \quad (8)$$

kde

$$b = b_e + b_m \quad (9)$$

zaveden poměrný útlum

$$b_p = \frac{b_m + b_e}{b_k} \quad (10)$$

kde

$$b_k = 2m\Omega \quad (11)$$

je součinitel kritického tlumení a

$$\Omega = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (12)$$

je vlastní frekvence kmitání, je možno přepsat rovnici (8) do tvaru:

$$\ddot{x} = A_v - \frac{b_m}{m}\dot{x} - \frac{b_e}{m}\dot{x} - \frac{k}{m}x \quad (13)$$

Při zjednodušení vibračního generátoru na lineární model systému s jedním stupněm volnosti uvažujeme těleso o hmotnosti m , které je zavěšeno na pružině tuhosti k . Buzení vibracemi se zrychlením A_v je ovlivněno mechanickým a elektromagnetickým tlumením b_m a b_e . Relativní výchylka tělesa je označena jako x .

7.1 TEORETICKÝ VÝKON NA ZÁKLADĚ ZMĚŘENÝCH DAT

Úpravou výše uvedených rovnic dostaneme známý tvar rovnice pro určení disipované energie formou výkonu v harvestru pracujícím na rezonančním principu:

$$P_d = \frac{m \cdot A_v^2}{(4 \cdot \Omega \cdot b_p)} \quad (14)$$

kde b_p je celkový útlum zahrnující mechanické (b_m) a elektromagnetické tlumení (b_e). Po zvážení limitu hmotnosti oscilujícího tělesa v generátoru s přihlédnutím na komfort uživatele byla uvažována hmotnost $m = 5 \text{ g}$. Celkový útlum byl dopočítán ze vztahu faktoru kvality Q a celkového útlumu.

$$b_p = \frac{1}{2 \cdot Q} \quad (15)$$

Pokud $Q = 50$, pak $b_p = 0,01$. Pro každou osobu byly uvažovány jejich dosažené dominantní frekvence Ω a jejich maximální amplitudy zrychlení A_v .

Tab. 14 Teoretický výkon na základě naměřených parametrů

Typ uchycení	Gumová páska		Členka	
Osa	X	Z	X	Z
$\overline{P_d} [mW]$	31,96	17,51	36,98	19,78
$P_{dmin} [mW]$	6,95	1,44	7,28	2,02
$P_{dmax} [mW]$	71,27	51,2	113,88	57,62

Při zpracování dat vedlejšího měření během běhu byly získána hodnota 0,56 W. Je tedy zřejmé, že během této činnosti je přítomná energie několika násobně vyšší, a to cca až 10x u osoby č.1 (absolvovala měření během chůze i během sprintu).

7.2 ENERGIE A VÝKON DLE SIMULACE

Z rovnice (13) je možno sestavit algoritmus pro výpočet výkonu generátoru jako lineárního systému v programu Matlab/Simulink. Nejdříve byla upravena do tvaru:

$$\ddot{x} = A_v - \frac{\Omega}{Q} \dot{x} - \frac{b_e}{m} \dot{x} - \Omega^2 x \quad (16)$$

Následovně po zohlednění rovnic (10) a (11) je vyjádřen člen rovnice b_e :

$$b_e = 2 \cdot \Omega \cdot b_p \cdot m \quad (17)$$

Při známých hodnotách vlastní frekvence Ω , hmotnosti oscilujícího tělesa, tzv. faktoru kvality Q byl dopočítán parametr b_e . Pro simulaci zobrazenou na Obr. 28 byly zvoleny hodnoty: $Q = 50$, $m = 5 \text{ g}$.

V simulaci bylo možné si ověřit citlivost rezonančního mechanismu na tom, s jakou přesností byla určena rezonanční frekvence. Pokud se neshodovala, generovaná energie rapidně klesala. Vzhledem k tomu, že spektrum dominantních frekvencí u různých osob je poměrně široké, a i u jednotlivých osob se dominantní frekvence s každým měřením lehce lišily, je důležité vhodně nastavit parametry Energy Harvesteru vzhledem k použití. Možnost vytvoření univerzálního zařízení pro tento účel je z těchto důvodů obtížná. Nicméně je prokázáno, že požadovaná energie je při chůzi přítomná, a je jen otázkou, kolik jsme schopni jí využít.

8 ZÁVĚR

Tato práce se zabývala alternativními zdroji pro napájení biomedicínských aplikací, které se vyznačují nízkou spotřebou energie. Jedním z řešení je čerpání energie z nejčastější mechanické činnosti člověka – chůze. Byly představeny základní principy zpracování tohoto teoreticky nevyčerpatelného zdroje energie, tzv. Energy Harvestingu. Na základě změřených průběhů zrychlení 30 zúčastněných osob byly vyhodnoceny parametry, jež by mohly ovlivňovat míru přítomné energie a taky velikost a vhodnost samotné energie pro napájení biomedicínských přístrojů. Za použití funkce fft v programu Matlab byly převedeny průběhy zrychlení do frekvenčního spektra a byly nalezeny dominantní frekvence. Statistickým zpracováním parametrů udaných osobami a naměřených veličin byly určeny jejich závislosti anebo v opačném případě byly vyloučeny. Dle korelačních koeficientů je možno říci, že tloušťka podrážky a hmotnost měřených osob mají vliv na výslednou dominantní frekvenci. Také závislost velikosti amplitudy zrychlení na frekvenci vykazuje vyšší korelační koeficient a lze je tedy označit za vztažné. Bohužel je z dosavadních měření zřejmé, že není prozatím možné vytvořit univerzální generátor, který by mohla používat náhodná osoba. I když byly zjištěny jisté návaznosti mezi vlastnostmi lidského těla a vygenerovanou energií, její predikce není možná v dostatečném měřítku. Pro dosažení nejlepšího výsledku by bylo vhodné zkonstruovat generátor dané osobě tzv. „na míru“. Navíc není dosavadně dostatečně prozkoumán vliv jiných okolností (různé psychické stavy, fyzická únava, nemoc a další) na chůzi člověka, a tedy i generovanou energii. Dále byly sledovány rozdíly mezi odlišným typem uchycení akcelerometru, jež se lišily hlavně materiálem a styčnou plochou, kterou působily na měřicí přístroj. Z energetické stránky se lépe jevílo uchycení za pomoci čelenky, avšak rozdíl výstupních výkonů nebyl převratný. Pro představu o chování generátoru během jiných, pro člověka běžných situací a prostředí, byly naměřeny průběhy pro klid, běh, chůzi bez obuvi, chůzi po schodech a během cesty v zařízení MHD. Zajímavostí je teoretická velikost výkonu ($P_t = 0,56 \text{ W}$) vibračního generátoru, kterou je schopný za ideálních podmínek vytvořit během běhu. Tuto hodnotu srazí technologická omezení, jež vyplývají ze samotného principu rezonančního generátoru a taky rozměrová omezení dána použitím v oblasti biomedicíny pro implantována zařízení. Nicméně zachycení jenom malé části z průměrné energie ($P_t \cong 37 \text{ mW}$) disipované v generátoru během chůze by vedlo k dostatečnému příkonu pro celé spektrum biomedicínských aplikací, což by mělo za důsledek značné prodloužení životnosti jejich baterií, a tím pádem i odklad operace nutné k jejich výměně.

9 REFERENCE

- [1] GROSS, J. et al. *Výšetření pohybového aparátu* 1. vyd. Praha: Triton, 2005, 599 s. ISBN 80-7254-720-8.
- [2] JANURA, M., ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. ISBN 80-244-0930-5.
- [3] ČÍŽEK, Václav. *Diskrétní Fourierova transformace a její použití*. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1981.
- [4] MATEU, L., MOLL, F.: *Review of Energy Harvesting Techniques and Applications or Microelectronics*. Proceedings of the SPIE Microtechnologies for the New Millenium. 2005.
- [5] SMILEK, J.; CIESLAR, F.; HADAŠ, Z. *Measuring Acceleration in the Area of Human Head for Energy Harvesting Purposes*. In Proceedings of the 2016 17th International Conference on Mechatronics – Mechatronika (ME) 2016. 1. Praha: 2016. s. 85-90. ISBN: 978-80-01-05882-4.
- [6] HANNAN, Mahammad A, Saad MUTASHAR, Salina A SAMAD a Aini HUSSAIN. Energy harvesting for the implantable biomedical devices: issues and challenges. *BioMedical Engineering OnLine*. 2014, **13**(1), 79-. DOI: 10.1186/1475-925X-13-79. ISSN 1475-925X. Dostupné také z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-13-79>
- [7] SOHN, J W, S B CHOI a D Y LEE. An investigation on piezoelectric energy harvesting for MEMS power sources. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*. 2005, **219**(4), 429-436. DOI: 10.1243/095440605X16947. ISSN 0954-4062. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1243/095440605X16947>
- [8] GOLL, E., Hans-Peter ZENNER a E. DALHOFF. Upper Bounds for Energy Harvesting in the Region of the Human Head. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2011, **58**(11), 3097-3103. DOI: 10.1109/TBME.2011.2163407. ISSN 0018-9294. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5970099/>
- [9] HALPERIN, Daniel, Thomas S. HEYDT-BENJAMIN, Kevin FU, Tadayoshi KOHNO a William H. MAISEL. Security and Privacy for Implantable Medical Devices. *IEEE Pervasive Computing*. 2008, **7**(1), 30-39. DOI: 10.1109/MPRV.2008.16. ISSN 1536-1268. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4431854/>

- [10] CADEI, Andrea, Alessandro DIONISI, Emilio SARDINI a Mauro SERPELLONI. Kinetic and thermal energy harvesters for implantable medical devices and biomedical autonomous sensors. *Measurement Science and Technology*. 2014, **25**(1), 012003-. DOI: 10.1088/0957-0233/25/1/012003. ISSN 0957-0233. Dostupné také z: <http://stacks.iop.org/0957-0233/25/i=1/a=012003?key=crossref.4565a4c5f7f5607751b3631c083710d0>
- [11] WOOD, M. A. Cardiac Pacemakers From the Patient's Perspective. *Circulation*. 2002, **105**(18), 2136-2138. DOI: 10.1161/01.CIR.0000016183.07898.90. ISSN 00097322. Dostupné také z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.0000016183.07898.90>
- [12] WEI, Xiaojuan a Jing LIU. Power sources and electrical recharging strategies for implantable medical devices. *Frontiers of Energy and Power Engineering in China*. 2008, **2**(1), 1-13. DOI: 10.1007/s11708-008-0016-3. ISSN 1673-7393. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s11708-008-0016-3>
- [13] MATEU, L., MOLL, F.: Review of Energy Harvesting Techniques and Applications or Microelectronics. *Proceedings of the SPIE Microtechnologies for the New Millenium*. 2005.
- [14] STARNER, T. Human-powered wearable computing. *IBM Systems Journal*. 1996, **35**(3.4), 618-629. DOI: 10.1147/sj.353.0618. ISSN 0018-8670. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5387209/>
- [15] PARADISO, J.A., STARNER, T.: Human Generated Power for Mobile Electronics. in *Piguet, C. (ed). Low-Power Electronics*, CRC Press, Chapter 45, 2004. s. 45-1–45-35.
- [16] BEEBY, S P, M J TUDOR a N M WHITE. Energy harvesting vibration sources for microsystems applications. *Measurement Science and Technology*. 2006, **17**(12), R175-R195. DOI: 10.1088/0957-0233/17/12/R01. ISSN 0957-0233. Dostupné také z: <http://stacks.iop.org/0957-0233/17/i=12/a=R01?key=crossref.ff55f78e312657545b6c23c0fad808ad>
- [17] HADAŠ, Z.: *Mikrogenerátor jako mikromechanická soustava*. Brno, 2007. 98 s. Disertační práce na Fakultě strojního inženýrství Vysokého Učení Technického v Brně na ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Školitelé disertační práce doc. Ing. Vladislav Singule, Csc., doc. Ing. Čestmír Ondrůšek, Csc.
- [18] KHALIGH, A., ZENG, P., ZHENG, C.: Kinetic Energy Harvesting Using Piezoelectric and Electromagnetic Technologies – State of the Art. *IEEE Transactions on industrial electronics*. March 2010. Vol. 57, No. 3. s. 850-860. ISSN: 0278-0046
- [19] SMILEK, J. *Chůze jako alternativní zdroj elektrické energie*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 62 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Hadaš, Ph.D.

- [20] *Chipmall elektronics* [online]. CHIPMALL ELECTRONICS.LTD, 2016 [cit. 2018-05-19]. Dostupné z: <http://www.chipmall.com/manufacturer/mide-technology/product/390>

10 SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

MEMS	MicroElectroMechanical Systems	
FFT	Fast Fourier transform	
\bar{x}	aritmetický průměr	[-]
s^2	rozptyl	[-]
s	směrodatná odchylka	[-]
f_i	relativní četnost	[-]
r	korelační koeficient	[-]
f	frekvence	[Hz]
A_x	amplituda zrychlení v ose x	[m.s ⁻²]
m	hmotnost	[kg]
x	poloha	[m]
b_p	poměrný útlum	[-]
b_k	kritické tlumení	[-]
Ω	rezonanční frekvence	[rad.s ⁻¹]
A_v	budící zrychlení	[m.s ⁻²]
Q	faktor kvality	[-]
E	energie	[J]
P	výkon	[W]
t	čas	[s]
k	tuhost	[N.m ⁻¹]

11 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obr. 1 Typy biomedicínských aplikací a jejich umístění (převzato z [12], upraveno)..	17
Obr. 2 Model elektrostatického vibračního generátoru [17].....	20
Obr. 3 Elektrostatický generátor s vnitřně měnícím se přesahem(a), mezerou(b) a zevně měnícím se mezerou (c) (převzato a upraveno z [16]).....	21
Obr. 4 Model elektromagnetického generátoru buzeného vibracemi [13]	21
Obr. 5 Model piezoelektrického generátoru [18].....	22
Obr. 6 Použitý měřicí přístroj	23
Obr. 7 Uchycení dataloggeru	24
Obr. 8 Uchycení měřiče gumovou páskou (převzato z [5]).....	25
Obr. 9 Uchycení měřiče čelenkou (převzato z [5]).....	25
Obr. 10 Histogram výšky	28
Obr. 11 Histogram váhy.....	28
Obr. 12 Histogram věku.....	28
Obr. 13 Histogram tloušťky podrážky	28
Obr. 14 Výstup dataloggeru (x)	31
Obr. 15 Výstup dataloggeru (y)	31
Obr. 16 Výstup dataloggeru (z)	32
Obr. 17 Frekvenční spektrum (x).....	33
Obr. 18 Frekvenční spektrum (y).....	34
Obr. 19 F-A Frekvenční spektrum (z)	34
Obr. 20 F-A charakteristika os. č.4	37
Obr. 21 F-A charakteristika os. č.17	37
Obr. 22 F-A charakteristika os. č.22	37
Obr. 23 Závislosti frekvence na sledovaných parametrech, osa X, uchycení čelenkou	38
Obr. 24 Závislosti amplitud na sledovaných parametrech, osa X, uchycení čelenkou..	39
Obr. 25 Závislosti frekvence na sledovaných parametrech, osa Z, uchycení čelovkou	40
Obr. 26 Závislosti amplitud na sledovaných parametrech, osa Z, uchycení čelovkou..	41
Obr. 27 Frekvenční spektrum pro měření chůze po schodech (a), během sprintu(b)....	45
Obr. 28 Model generátoru v Simulinku	49
Obr. 29 Výsledná energie v ose X	49

12 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tab. 1 Spotřeba energie pro různá implantovatelná zařízení (převzato z [14], upraveno)	18
Tab. 2 Energie pohlcena lidským tělem během jednotlivých aktivit (převzato z [14], upraveno)	19
Tab. 3 Parametry uchycení	25
Tab. 4 Statistické charakteristiky měřených osob	29
Tab. 5 Počty dle pohlaví	29
Tab. 6 Osa X-čelovka	35
Tab. 7 Osa X-čelenka.....	35
Tab. 8 Osa Z-čelovka.....	35
Tab. 9 Osa Z-čelenka	36
Tab. 10 Měřené osoby s vyšší dominantní frekvencí v ose Z.....	36
Tab. 11 Korelační koeficienty	42
Tab. 12 Průměry charakteristik.....	44
Tab. 13 Frekvence a amplitudy zrychlení vedlejších měření	46
Tab. 14 Teoretický výkon na základě naměřených parametrů	48

13 SEZNAM PŘÍLOH NA CD

- Příloha č.1 Souhrn údajů měřených osob
- Příloha č.2 Script Matlab
- Příloha č.3 Frekvence a amplitudy měřených osob
- Příloha č.4 Závislosti frekvencí a amplitud na parametrech měřených osob

